

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M.Sc.A.

PAR
Alexandre ABID

ÉVALUATION DE LA QUALITÉ OSSEUSE PAR LES ONDES GUIDÉES
ULTRASONORES

MONTREAL, LE JEUDI 28 AVRIL



Alexandre Abid, 2016



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Pierre Bélanger, directeur de mémoire
Génie mécanique, École de Technologie Supérieure

M. Julio Fernandes, codirecteur
Département de recherche à l'hôpital Sacré-Cœur de Montréal

M. Ricardo Zednik, président du jury
Génie mécanique, École de Technologie Supérieure

M. Guillaume Haiat, examinateur externe
Laboratoire de modélisation et simulation multiéchelle, Centre National de la Recherche Scientifique

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE LUNDI 18 AVRIL 2016

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Plusieurs personnes ont contribué à mon développement personnel et professionnel ainsi qu'à mon bien-être durant la période de réalisation de cette maîtrise. Mes remerciements les plus sincères au professeur Pierre Bélanger pour son temps, sa disponibilité, son aide, ainsi que sa bonne humeur, en tant que superviseur. Mes remerciements au docteur Julio Fernandes qui a toujours su trouver du temps pour répondre à mes questions. Je suis très heureux d'avoir eu et saisis l'opportunité de venir travailler dans le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), de l'Hôpital Sacré-Cœur de Montréal (HSCM) où j'ai pu apprécier une ambiance de travail stimulante, mais aussi de franche camaraderie.

Mes remerciements vont également à tous les étudiants et chercheurs présents dans ce laboratoire et qui m'ont aidé tout au long de ma maîtrise. Des remerciements appuyés à Daniel Pereira, David Lemonnier, Marc Anowski, Jérémie Ménard et Shreyank Gupta qui ont su m'apporter des réponses ou au moins un soutien moral lorsque j'étais dans une impasse.

Je voudrais également remercier le Professeur Prabu Rajagopal et son étudiant Dhawal Thakare qui ont su m'accueillir et me mettre le pied à l'étrier des ondes guidées ultrasonores lors de mon échange à l'Indian Institut of Technology Madras à Chennai.

Je voudrais remercier mes parents, Catherine Vacher et Abdelaziz Abid qui m'ont soutenu dans ma démarche et sans qui je n'écirais pas ce mémoire aujourd'hui.

Finalement un dernier remerciement à Anaïs Mourot qui avec son humour, sa bonne humeur et ses conseils m'a permis de mener à bien cette maîtrise.

ÉVALUATION DE LA QUALITÉ OSSEUSE PAR LES ONDES GUIDÉES ULTRASONORES

Alexandre ABID

RÉSUMÉ

La caractérisation des propriétés mécaniques de l'os cortical est un domaine d'intérêt pour la recherche orthopédique. En effet, cette caractérisation peut apporter des informations primordiales pour déterminer le risque de fracture, la présence de microfractures ou encore dépister l'ostéoporose. Les deux principales techniques actuelles de caractérisation de ces propriétés sont le Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA) et le Quantitative Computed Tomography (QCT). Ces techniques ne sont pas optimales et présentent certaines limites, ainsi l'efficacité du DXA est questionnée dans le milieu orthopédique tandis que le QCT nécessite des niveaux de radiations problématiques pour en faire un outil de dépistage.

Les ondes guidées ultrasonores sont utilisées depuis de nombreuses années pour détecter les fissures, la géométrie et les propriétés mécaniques de cylindres, tuyaux et autres structures dans des milieux industriels. De plus, leur utilisation est plus abordable que celle du DXA et n'engendrent pas de radiation ce qui les rendent prometteuses pour détecter les propriétés mécaniques des os. Depuis moins de dix ans, de nombreux laboratoires de recherche tentent de transposer ces techniques au monde médical, en propageant les ondes guidées ultrasonores dans les os.

Le travail présenté ici a pour but de démontrer le potentiel des ondes guidées ultrasonores pour déterminer l'évolution des propriétés mécaniques de l'os cortical. Il commence par une introduction générale sur les ondes guidées ultrasonores et une revue de la littérature des différentes techniques relatives à l'utilisation des ondes guidées ultrasonores sur les os. L'article rédigé lors de ma maîtrise est ensuite présenté. L'objectif de cet article est d'exciter et de détecter certains modes des ondes guidées présentant une sensibilité à la détérioration des propriétés mécaniques de l'os cortical. Ce travail est réalisé en modélisant par éléments finis la propagation de ces ondes dans deux modèles osseux cylindriques. Ces deux modèles sont composés d'une couche périphérique d'os cortical et remplis soit d'os trabéculaire soit de moelle osseuse. Ces deux modèles permettent d'obtenir deux géométries, chacune propice à la propagation circonférentielle ou longitudinale des ondes guidées. Les résultats, où trois différents modes ont pu être identifiés, sont comparés avec des données expérimentales obtenues avec des fantômes osseux et théoriques. La sensibilité de chaque mode pour les différents paramètres des propriétés mécaniques est alors étudiée ce qui permet de conclure sur le potentiel de chaque mode quant à la prédiction de risque de fracture ou de présence de microfractures.

Mots clés: ondes guidées, os cortical, propriétés mécaniques, risque de fracture

ASSESSMENT OF BONE QUALITY USING ULTRASONIC GUIDED WAVES

Alexandre ABID

ABSTRACT

Detecting the mechanical properties of the cortical bone is of growing interest in the orthopedic field. Indeed, this detection could bring crucial information to assess risk of fracture, presence of micro cracks or even screen osteoporosis. Dual X-ray Absorptiometry (DXA) and Quantitative Tomography (QCT) are currently the two main tools to detect these properties. These techniques are not perfect and present limitations, thus the DXA efficiency is questioned in the orthopedic field and QCT is using X-ray radiation which is problematic for a screening tool.

Ultrasonic guided waves have been used for many years to detect cracks, screen geometry and mechanical properties of cylinder, pipes and other structures in nondestructive testing industry. Moreover, these waves are inexpensive to use and radiation-free, making them very promising to detect mechanical properties of the bone. For less than a decade, numerous research teams have investigated to apply these techniques to the medical field by propagating ultrasonic guided waves in bones.

The present work aims to demonstrate the potential of ultrasonic guided waves for the assessment of cortical bone mechanical properties evolution. It starts with a general introduction of ultrasonic guided waves and a literature review of the different techniques using ultrasonic guided waves for the evaluation of bone properties. The paper wrote during my masters is then presented. The aim of the paper was to investigate the transduction of ultrasonic guided waves modes sensitive to the deterioration of cortical bone mechanical properties. Finite element models were used to simulate the waves propagation on two bone models. The two models were made of a cortical shell and either filled with bone marrow or trabecular bone. These two models geometry were suited for both circumferential and longitudinal ultrasonic guided waves propagation. Results, where three different modes were detected, were compared to experimental and theoretical results. The sensitivity of each mode was studied and lead to a conclusion on the potential for each mode to screen fracture risk or the presence of micro cracks.

Keywords: guided waves, cortical bone, mechanical properties, risks of fracture

TABLE DES MATIÈRES

	Page
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	5
2.1 Introduction aux ondes ultrasonores	5
2.1.1 Propagation des ondes dans un milieu solide élastique	6
2.1.1.1 Milieu solide isotrope	6
2.1.1.2 Milieu solide anisotrope	7
2.2 Les ondes guidées	11
2.2.1 Les ondes de Lamb	11
2.2.2 Les ondes guidées cylindriques	13
2.3 Revue de la littérature des techniques de détection des propriétés mécaniques de l'os	14
2.3.1 Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA)	15
2.3.2 Quantitative Computed Tomography (QCT)	16
2.3.3 Les ondes guidées ultrasonores	18
2.3.3.1 La propagation axiale	18
2.3.3.2 La propagation circonférentielle	20
2.4 Résumé	22
CHAPITRE 3 GUIDED WAVES SENSITIVITY TO CORTICAL BONE MECHANICAL PROPERTIES WITH AXIAL AND CIRCUMFERENTIAL PROPAGATION	23
3.1 Abstract	23
3.2 Introduction	24
3.2.1 Background	25
3.3 Methods	26
3.3.1 Problem Studied	26
3.3.1.1 Bone phantoms and properties	26
3.3.1.2 Validation of the FE model	29
3.3.2 Finite element model	30
3.3.3 Experimental validation on bone phantoms	30
3.3.4 Evolution of properties	33
3.4 Results	33
3.4.1 Circumferential propagation	33
3.4.1.1 Validation results	33
3.4.1.2 Experimental results	34
3.4.1.3 Dispersion curves evolution	35
3.4.1.4 FE simulation evolution	36
3.4.2 Axial propagation	37
3.4.2.1 Experimental results	37

3.4.2.2	FE simulation evolution	38
3.4.3	Sensitivity study	39
3.5	Conclusion	41
CHAPITRE 4 CONCLUSION		43
4.1	Principales avancées	43
4.2	Limites et recommandations	44
BIBLIOGRAPHIE		45

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1	Isotropic properties for the two bone phantoms. 27
Tableau 3.2	Orthotropic properties for the cortical bone used in the FE sensitivity study. 28
Tableau 3.3	Isotropic properties for the trabecular bone in the FE sensitivity study. 29
Tableau 3.4	Sensitivity study for the three different detected modes, evolution of the group velocities in percent. 40

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Os cortical et trabéculaire dans leur état sain et ostéoporotique. Adaptée de http ://www.interactive-biology.com/ (Kristen (2012)).	2
Figure 2.1 Vitesses de phase et de groupe représentées graphiquement par les deux droites passant par le point P pour la vitesse de phase et G pour la vitesse de groupe. Ici, la vitesse de phase est plus rapide que celle de groupe. Adaptée de www.openclassrooms.com .	10
Figure 2.2 Schéma d'une plaque infinie de largeur a avec les surfaces à $a/2$ et $-a/2$.	11
Figure 2.3 (a) Vitesse de phase et (b) vitesse de groupe pour les ondes de Lamb pour les modes symétriques et antisymétriques dans une plaque aux propriétés isotropes homogénéisées de l'os cortical.	13
Figure 2.4 Schéma d'un cylindre et des coordonnées pour un point quelconque M.	14
Figure 2.5 (a) Vitesse de phase et (b) vitesse de groupe pour les ondes guidées cylindriques pour les modes longitudinaux et de flexion dans un cylindre aux propriétés isotropes homogénéisées de l'os cortical.	15
Figure 2.6 Exemple de DXA produit par General Electric. Tirée de http ://www3.gehealthcare.com .	16
Figure 2.7 Exemple d'image de QCT sur une colonne vertébrale.	17
Figure 2.8 Exemple typique de propagation axiale d'ondes guidées ultrasonore sur un os long. Adaptée de : www.nrpt.co.uk .	19
Figure 2.9 Structure d'un os long. Adaptée de : www.merck.com	21
Figure 3.1 Cylindrical axis used on the FE models.	29
Figure 3.2 Schematic of the two bone phantoms (a) for axial propagation and (b) for circumferential propagation.	31
Figure 3.3 Experimental setup.	32
Figure 3.4 FE simulations for a hollow cylinder versus analytical dispersion curves for a plate.	34

Figure 3.5	Experimental and FE results for group velocity for circumferential propagation on healthy (a) and osteoporotic (b) bone phantom versus analytical dispersion curves for a plate obtained with Disperse.	35
Figure 3.6	Experimental and FE results for group velocity for circumferential propagation on healthy (a) and osteoporotic (b) bone phantom versus analytical dispersion curves for a plate obtained with Disperse.	36
Figure 3.7	Evolution of the $S_0(a)$ and $A_0(b)$ group velocity with degradation of cortical bone properties at 200 kHz.	37
Figure 3.8	Experimental and FE results for group velocity for circumferential propagation on healthy (a) and osteoporotic (b) bone phantom versus analytical dispersion curves for a plate obtained with Disperse.	38
Figure 3.9	Evolution of the F(1,4) group velocity with degradation of cortical bone properties at 160 kHz.	39

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

BMD	Bone Mineral Density
FAS	First Arriving Signal
QCT	Quantitative Computed Tomography
SAFE	Semi Analytical Finite Element

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

m	mètre (unité de longueur)
mm	millimètre (unité de longueur)
s	seconde (unité de temps)
m/s	mètre par seconde (unité de vitesse)
MPa	mégapascal (unité de contrainte, module de Young E et module de cisaillement G)
kg/m³	kilogramme par mètre cube (unité de densité, ρ)

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

La caractérisation des propriétés osseuses est primordiale dans le domaine orthopédique, et ce pour de nombreuses raisons : déterminer les risques de fractures (Augat et Schorlemmer (2006), Bala *et al.* (2015), et Turner (2002)) et la présence de micros-fractures (Burr *et al.* (1997)), mais aussi pour détecter l'ostéoporose (Li et Aspden (2004)). La qualité osseuse est un problème de plus en plus important. En effet les propriétés mécaniques des os se détériorent avec l'âge (Knets (1987)), or l'espérance de vie ne cesse d'augmenter et avec eux les maladies relatives aux os telles que l'ostéoporose. Pour effectuer la détection de l'ostéoporose, la méthode standard actuelle est le DXA. Le DXA est une technique ciblant l'os du patient avec deux rayons X possédant différents niveaux d'énergie. Cette technique possède de nombreuses limitations et son efficacité clinique commence à être remise en cause (Clarys *et al.* (2010b)). Il existe donc un besoin de nouvelles techniques de détection de l'ostéoporose et donc des propriétés mécaniques des os, mais aussi de leur géométrie et de leur densité qui font partie des principaux symptômes de cette maladie (Moilanen (2008)). La figure 1.1 présente les différences entre un os sain et ostéoporotique, il est à noter que l'os cortical perd en épaisseur et gagne en porosité.

Les ondes guidées qui sont traditionnellement utilisées dans des milieux industriels tels que l'industrie pétrolière et nucléaire permettent de détecter les propriétés mécaniques et la géométrie des milieux dans lesquels elles se propagent (Rose (1999)). Leur faible coût d'utilisation, leur innocuité ainsi que leur capacité à caractériser toute la distance de propagation les rendent prometteuses pour la caractérisation des propriétés mécaniques et géométriques des os. De nombreux travaux se sont intéressés à utiliser les ondes guidées pour caractériser les os et sont présentés dans la revue de la littérature. La plupart d'entre eux ont utilisé la propagation le long de l'axe des os avec la détection du First Arriving Signal (FAS). Le travail présenté ici traite de la propagation axiale et circonférentielle de ces ondes dans des modèles osseux cylindriques

à deux couches. Au lieu d'utiliser le FAS, une détection plus complexe des modes des ondes guidées ultrasoniques, est proposée.

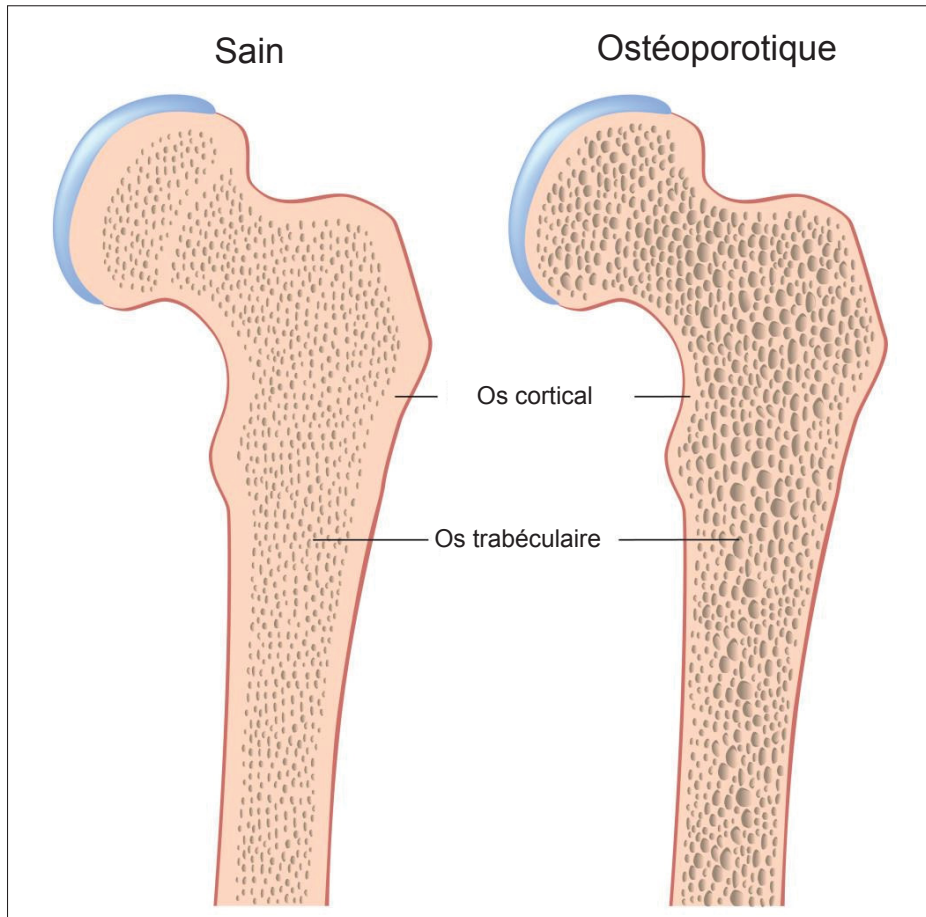


Figure 1.1 Os cortical et trabéculaire dans leur état sain et ostéoporotique.

Adaptée de <http://www.interactive-biology.com/> (Kristen (2012)).

Ce mémoire va se dérouler comme ci-dessous : dans un premier temps, une présentation de la théorie des ondes guidées ultrasonores ainsi qu'une revue de la littérature des différentes applications de ces ondes sur les os sont données dans le chapitre 2. Le chapitre 3 va présenter l'article écrit lors de ma maîtrise et récemment soumis dans le journal Acta Acoustica. Dans ce travail la modélisation par éléments finis a été utilisée pour simuler la propagation des ondes guidées ultrasoniques dans l'os cortical. Deux modèles d'os se sont vus modélisés chacun pour

une propagation différente des ondes guidées. Un cylindre d'os cortical rempli de moelle osseuse pour la propagation axiale qui correspond à la zone de diaphyse (voir figure 2.9) d'un os long propice à la propagation axiale par sa géométrie relativement linéaire. Pour la propagation circonférentielle, un cylindre d'os cortical rempli d'os trabéculaire qui représente la partie de l'épiphyse d'un os long (voir figure 2.9) plus large ce qui est plus propice pour la propagation circonférentielle, nous verrons pourquoi dans l'article présenté au chapitre 2. Les vitesses des différents modes détectés pour ces deux modèles sont comparés à, des résultats expérimentaux effectués sur des fantômes osseux, et des résultats théoriques. Dans les modèles par éléments finis, les propriétés mécaniques de l'os cortical, où les ondes guidées se propagent sont par la suite dégradées. L'évolution de la vitesse des modes détectés est alors étudiée et en découle la sensibilité de chacun des modes à la dégradation des propriétés mécaniques de l'os cortical. Pour comprendre quelles propriétés mécaniques influencent la vitesse de chaque mode, une étude de sensibilité est faite pour chacun des modes. Finalement cette étude permet de conclure sur le potentiel clinique de chaque mode pour la prédiction de risque de fracture, de la présence de microfracture ou de la détection d'ostéoporose. Les propositions de ce mémoire ainsi que les limitations et les pistes de recherche sont présentées dans la conclusion.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 Introduction aux ondes ultrasonores

Avant de pouvoir évaluer les propriétés mécaniques d'une structure osseuse en utilisant les ondes ultrasonores, il est nécessaire de comprendre comment elles se propagent dans ce milieu. Les ondes de volume se propagent dans le volume du milieu de propagation et non pas aux frontières entre deux milieux où les ondes longitudinales et transversales sont découplées. Au niveau des frontières entre matériaux, les ondes de volume subissent des réflexions et des réfractions. Il est aussi possible qu'au niveau de ces interfaces des conversions de mode entre ceux longitudinaux et transversaux aient lieu. Ce sont ces interactions entre les interfaces et les ondes de volume qui permettent le développement des ondes guidées. À l'inverse des ondes de volume, les ondes guidées ont besoin de l'existence de ces interfaces pour exister. Les ondes guidées sont des ondes qui sont guidées par les frontières des structures dans lesquelles elles se propagent. Il y a de nombreux types d'ondes guidées, mais celles qui nous intéressent ici sont les ondes de Lamb qui comportent les modes symétriques et antisymétriques et les ondes cylindriques qui comportent les modes longitudinales, de flexion et de torsion. Les ondes de Lamb sont des solutions de déformations planes au problème de plaque (Lamb (1917)). Les ondes cylindriques sont quant à elles des solutions de l'équation d'élasticité qui satisfont des conditions aux limites sans traction (Maze *et al.* (1985)). Les principes de base des ondes guidées sont bien documentés et de nombreux ouvrages en font part (Rose (1999), Brekhovskikh (1980), Graff (1991)). Ainsi une revue non exhaustive de ces principes sera présentée, seules les principales caractéristiques utiles à la compréhension de ce mémoire sont développées dans ce chapitre.

2.1.1 Propagation des ondes dans un milieu solide élastique

La propagation des ondes élastiques dans un milieu solide infini est bien documentée. Ainsi seules les principales équations seront présentées brièvement ici pour les milieux solides isotropes et anisotropes qui sont les deux cas de figures étudiées dans ce mémoire. La propagation pour le milieu isotrope sera présentée dans un premier temps afin que le cas plus complexe du milieu anisotrope soit plus simple à expliquer.

2.1.1.1 Milieu solide isotrope

Pour ce qui est de la propagation dans un milieu solide élastique isotrope, l'équation de déformation, appelée équation de Navier est :

$$(\lambda + \mu)\nabla\nabla.\mathbf{u} + \mu\nabla^2\mathbf{u} = \rho\frac{\delta^2\mathbf{u}}{\delta t^2} \quad (2.1)$$

où \mathbf{u} est le champ de déplacement, ρ la densité du milieu, t la variable de temps λ et μ sont les constantes de Lamé et ∇^2 est l'opérateur laplacien en trois dimensions. En utilisant la décomposition de Helmotz, \mathbf{u} peut être exprimé comme la somme du gradient d'un scalaire ϕ , et la dérivée d'un tenseur Φ ,

$$\mathbf{u} = \nabla\phi + \nabla \times \Phi \quad (2.2)$$

Avec Φ possédant une divergence nulle

En introduisant les résultats de la décomposition de Helmotz dans l'équation de Navier 1.1, l'équation de déformation peut être séparée en deux équations indépendantes ; une pour les déformations de dilatation qui correspondent aux ondes longitudinales

$$\frac{\delta^2\phi}{\delta t^2} = c_l^2\nabla^2\phi \quad (2.3)$$

et une pour les déformations de rotation qui correspondent aux ondes de cisaillement

$$\frac{\delta^2 \Phi}{\delta t^2} = c_s^2 \nabla^2 \Phi \quad (2.4)$$

où c_l et c_s sont les vitesses des ondes longitudinales et de cisaillement dans le milieu isotrope étudié. Elles peuvent être exprimées ainsi

$$c_l = \sqrt{\frac{\delta + 2\mu}{\rho}} \quad (2.5)$$

$$c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (2.6)$$

ces deux équations nous montrent que seules deux types d'ondes peuvent se propager dans un milieu isotrope. La solution générale décrivant les équations 1.3 et 1.4 est

$$\phi, \Phi = A e^{i(k_{l,s}z - \omega t)} \quad (2.7)$$

où z est une coordonnée spatiale de l'onde, A est une constante arbitraire utilisée pour l'amplitude, ω est la fréquence angulaire et $k_{l,s}$ sont les nombres d'ondes pour les ondes longitudinales et de cisaillement.

2.1.1.2 Milieu solide anisotrope

Pour le cas anisotrope, la propagation est différente. La différence la plus significative est que la vitesse de l'onde dépend de la direction de propagation. De plus contrairement au cas isotrope trois modes peuvent se propager, un longitudinal et deux modes de cisaillement. Le point de départ pour obtenir la vitesse d'une onde dans un milieu anisotrope est la loi de Hooke qui relie le tenseur de contrainte σ_{ij} , le tenseur élastique C_{ijkl} , et le tenseur de déformation ϵ_{kl}

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \epsilon_{kl} \quad (2.8)$$

La deuxième loi du mouvement de Newton et la loi de Hooke peuvent être reliées ainsi

$$\rho \frac{\delta^2 \mathbf{u}}{\delta t^2} = C_{ijkl} \epsilon_{kl,j} \quad (2.9)$$

or la définition du tenseur de déformation est

$$\epsilon_{kl} = \frac{1}{2} (\mathbf{u}_{k,l} + \mathbf{u}_{l,k}) \quad (2.10)$$

ainsi l'équation 1.9 peut être écrite

$$\rho \frac{\delta^2 \mathbf{u}}{\delta t^2} = \frac{1}{2} C_{ijkl} (\mathbf{u}_{k,l} + \mathbf{u}_{l,k}) \quad (2.11)$$

Cette équation est souvent appelée la loi du mouvement de Cauchy. Une solution de cette équation prend la forme d'une onde plane d'équation

$$\mathbf{u}(x, t) = A e^{i(kx - \omega t)} \quad (2.12)$$

Afin de relier l'équation d'onde plane à l'équation de Cauchy 1.11 on la dérive deux fois en fonction du temps et on obtient

$$\frac{\delta^2 \mathbf{u}}{\delta t^2} = -\omega^2 \mathbf{u}_i \quad (2.13)$$

De manière identique en différentiant deux fois on obtient

$$\mathbf{u}_{k,jl} = -k_j k_l \mathbf{u}_k \quad (2.14)$$

À noter qu'ici k_l n'est pas le nombre d'onde des ondes longitudinales, mais bien la composante d'un vecteur d'onde dans la direction l . En combinant les équations 1.12 1.13 et 1.14 on obtient

$$\rho \omega^2 \mathbf{u}_i = C_{ijkl} k_j k_l \mathbf{u}_k \quad (2.15)$$

En utilisant la définition de la vitesse de phase

$$k = \frac{\omega}{c} \quad (2.16)$$

où c est la vitesse de phase de l'onde, on obtient

$$[\rho c^2 \delta_{ik} - C_{ijkl} n_j n_l] [\mathbf{u}_k] = 0 \quad (2.17)$$

où n_i est la direction de propagation et δ_{ik} est le delta de Kronecker. Cette équation est appelée l'équation de Christoffel. Elle permet également d'obtenir la vitesse de groupe qui est différente de celle de phase dans un milieu anisotrope. Ainsi, en utilisant la définition de la vitesse de groupe

$$V_i = \frac{\delta \omega}{\delta k_i} \quad (2.18)$$

et en l'injectant dans l'équation de Christoffel on obtient

$$V_i = \frac{C_{ijkl} n_k p_i p_l}{\rho c} \quad (2.19)$$

Les équations 1.17 et 1.19 nous permettent d'obtenir les vitesses de phase et de groupe des différents modes se propageant dans un milieu anisotrope. La vitesse de phase est la vitesse d'une phase du paquet d'onde alors que la vitesse de groupe est celle du paquet d'onde entier, voir figure 2.1.

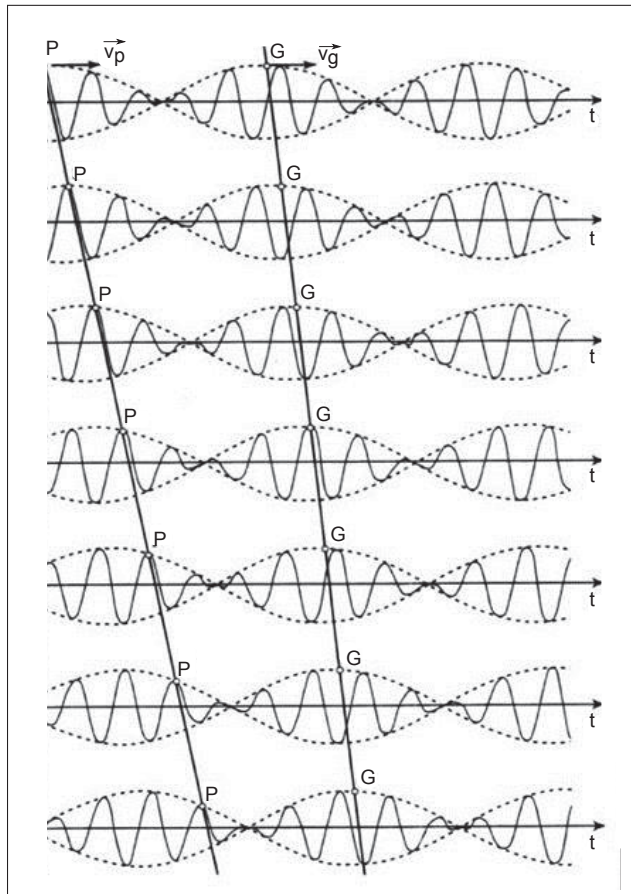


Figure 2.1 Vitesses de phase et de groupe représentées graphiquement par les deux droites passant par le point P pour la vitesse de phase et G pour la vitesse de groupe. Ici, la vitesse de phase est plus rapide que celle de groupe.

Adaptée de www.openclassrooms.com.

2.2 Les ondes guidées

Deux différentes solutions vont être maintenant brièvement introduites i.e. les ondes de Lamb et les ondes cylindriques.

2.2.1 Les ondes de Lamb

Les ondes de Lamb sont constituées de la combinaison d'ondes de cisaillement polarisées verticalement (SV) et d'ondes longitudinales (P). Nous nous intéressons plus particulièrement aux surfaces d'une plaque infinie, où nous considérons les tractions nulles, présentées sur la figure 2.2. Ces surfaces sont intéressantes, car c'est sur celles-ci que nous allons exciter et acquérir les ondes guidées. Les ondes SV et P ne peuvent pas exister individuellement dans ce cas, rendant les solutions plus complexes.

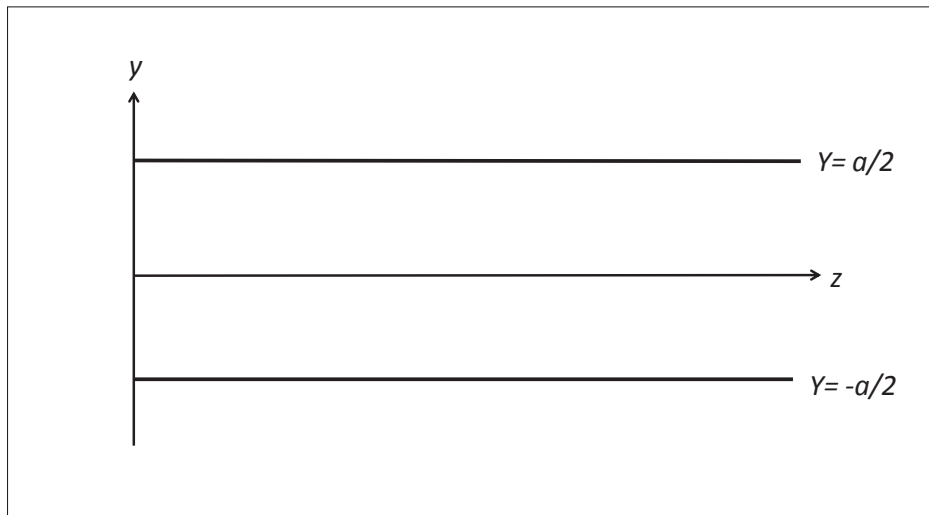


Figure 2.2 Schéma d'une plaque infinie de largeur a avec les surfaces à $a/2$ et $-a/2$.

Ces conditions aboutissent aux équations de Rayleigh-Lamb (Auld (1990))

$$\frac{\tan(k_{ys}a/2)}{\tan(k_{yl}a/2)} = -\frac{4k_z^2 k_{ys} k_{yl}}{(k_{ys}^2 - k_z^2)^2} \quad (2.20)$$

pour les modes symétriques et

$$\frac{\tan(k_{ys}a/2)}{\tan(k_{yl}a/2)} = -\frac{(k_{ys}^2 - k_z^2)^2}{4k_z^2 k_{ys} k_{yl}} \quad (2.21)$$

pour les modes antisymétriques. Les composantes du vecteur d'onde transversale sont liées à ω et à la direction z

$$k_{ys}^2 = k_s^2 - k_z^2 = \frac{\omega^2}{c_s^2} - k_z^2 \quad (2.22)$$

et

$$k_{yl}^2 = k_l^2 - k_z^2 = \frac{\omega^2}{c_l^2} - k_z^2 \quad (2.23)$$

Les relations de dispersion pour les ondes de Lamb peuvent être obtenues en injectant les équations 1.22 et 1.23 dans l'équation 1.20 pour les modes symétriques ou dans l'équation 1.21 pour les modes antisymétriques. Les courbes de dispersion peuvent être obtenues en utilisant DISPERSE (Pavlakovic *et al.* (1997)) pour les ondes de Lamb dans les milieux isotropes. Pour les milieux anisotropes, la méthode Semi Analytical Finite Element (SAFE) sera présentée plus loin. La figure 2.3 présente (a) les vitesses de phase et (b) les vitesses de groupe pour une plaque possédant les propriétés de l'os cortical. On remarque que tous les modes sont dispersifs et que les vitesses de phase convergent vers la vitesse de Rayleigh du matériau. Ces courbes de dispersion permettront de valider les résultats obtenus ainsi que de choisir les fréquences où les modes sont les moins dispersifs et les plus sensibles aux propriétés osseuses. Tout cela sera détaillé dans l'article présenté au chapitre 2.

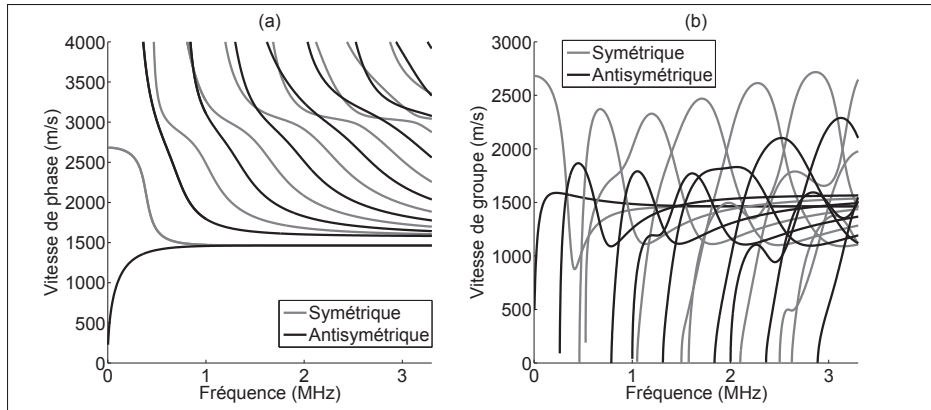


Figure 2.3 (a) Vitesse de phase et (b) vitesse de groupe pour les ondes de Lamb pour les modes symétriques et antisymétriques dans une plaque aux propriétés isotropes homogénéisées de l'os cortical.

2.2.2 Les ondes guidées cylindriques

La plus grande différence entre les ondes guidées pour une plaque et un cylindre est que le déplacement des ondes est en deux dimensions pour une plaque et en trois dimensions pour un cylindre. Pour un cylindre, les solutions aux équations 1.3 et 1.4 sont les suivantes (Maze *et al.* (1985))

$$\phi = AJ_n(hr)\cos(n\theta)e^{i(k_z z - \omega t)} \quad (2.24)$$

$$\Phi_r = BJ_{n+1}(\kappa r)\sin(n\theta)e^{i(k_z z - \omega t)} \quad (2.25)$$

$$\Phi_\theta = -BJ_{n+1}(\kappa r)\cos(n\theta)e^{i(k_z z - \omega t)} \quad (2.26)$$

$$\Phi_\theta = CJ_n(\kappa r)\sin(n\theta)e^{i(k_z z - \omega t)} \quad (2.27)$$

Avec B et C deux nouvelles constantes arbitraires pour l'amplitude de ces modes, r , θ et z les coordonnées cylindriques présentées figure 2.4 ainsi que

$$h^2 = \omega^2/c_l^2 - k_z^2; \kappa^2 = \omega^2/c_s^2 - k_z^2 \quad (2.28)$$

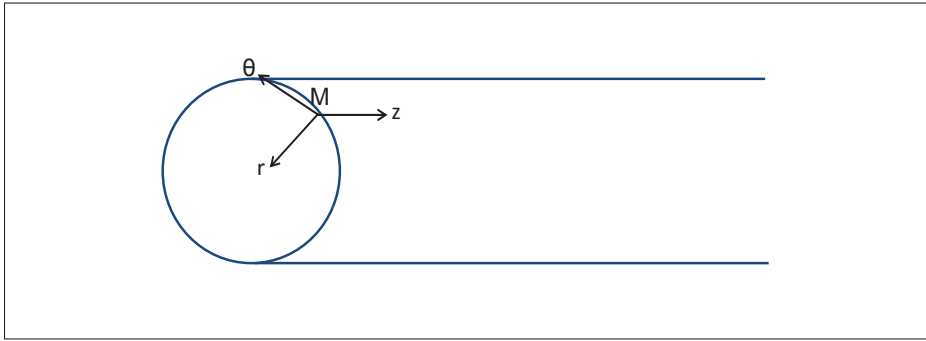


Figure 2.4 Schéma d'un cylindre et des coordonnées pour un point quelconque M.

Ces solutions respectent les conditions aux limites libres de traction. De ces solutions trois différents modes existent, les modes longitudinaux et de torsions qui sont des modes axisymétriques et les modes de flexions qui sont non axisymétriques. Il existe de nombreux modes de vibration pour chaque solution représentée par l'indice "n" dans les équations ci-dessus. Pour chacun de ces modes, de nombreuses solutions existent qui sont traditionnellement étiquetées (n, m) . L'entier m représente l'ordre dans lequel les solutions apparaissent des plus petites aux plus grandes fréquences. Par exemple, le mode $F(1, 4)$ est un mode de flexion du premier mode de vibration possédant la solution apparaissant en quatrième position, voir figure 2.5.

2.3 Revue de la littérature des techniques de détection des propriétés mécaniques de l'os

Nous allons voir dans cette section les différentes techniques utilisées pour détecter les propriétés mécaniques de l'os dans le but d'obtenir un diagnostic sur la qualité osseuse d'un patient, le risque de fracture ou encore la présence d'ostéoporose. Dans un premier temps, nous allons décrire les techniques utilisées actuellement puis nous allons présenter ce que peuvent apporter

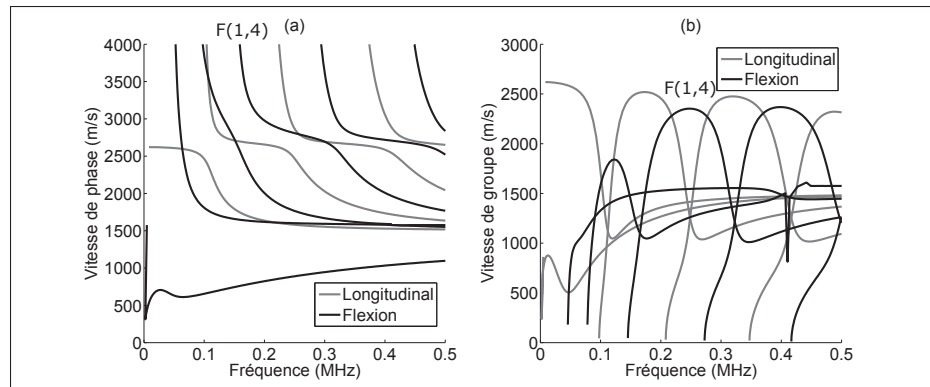


Figure 2.5 (a) Vitesse de phase et (b) vitesse de groupe pour les ondes guidées cylindriques pour les modes longitudinaux et de flexion dans un cylindre aux propriétés isotropes homogénéisées de l'os cortical.

les ondes guidées et comment elles peuvent être utilisées à travers les différents articles publiés sur le sujet.

2.3.1 Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA)

La méthode standard actuelle pour la détection de l'ostéoporose est le DXA présenté en figure 2.6. Le DXA envoie sur les os du patient deux faisceaux de rayons X possédant deux niveaux d'énergie différents. Les os ciblés sont le plus souvent ceux de la colonne vertébrale et de la hanche, car ce sont ceux où les conséquences sont les plus graves lors d'une fracture et possèdent le plus de données cliniques. L'absorption de ces rayons par les os permet, en comparant le niveau de gris résultant au niveau de gris d'un matériau étalon, de déterminer le Bone Mineral Density (BMD). Le BMD du patient permet, en théorie, de savoir s'il est atteint d'ostéoporose. Si son BMD est situé en dessous de 2.5 fois la déviation standard du BMD moyen pour une femme en santé alors le patient est considéré comme étant atteint d'ostéoporose. Nous allons voir ci-dessous que ce n'est pas toujours le cas.

En effet, cette technique possède de nombreuses limites qui rendent ses résultats controversés. Tout d'abord, de par son fonctionnement, le DXA n'est pas sensible aux propriétés mécaniques de l'os ni à son architecture (Moilanen (2008)). Le DXA ne prend pas non plus en compte les



Figure 2.6 Exemple de DXA produit par General Electric.
Tirée de <http://www3.gehealthcare.com>.

couches de tissus mous qui recouvrent les os ce qui peut résulter dans des résultats faussés sur des patients atteints d'obésité (Kanis (1994b)). De plus le BMD qu'utilise le DXA n'est pas optimal pour détecter l'ostéoporose, car l'ostéoporose peut être présente avec un BMD sain chez le patient. Enfin le DXA ne permet pas de séparer les résultats obtenus entre l'os cortical et l'os trabéculaire, mais donne une moyenne entre ces deux os. Ceci est problématique, car ces deux tissus osseux ne possèdent pas la même évolution au cours de l'ostéoporose. Pour finir, le choix du matériau étalon peut affecter la qualité des résultats. Toutes ces limites poussent à mettre en question l'efficacité clinique de cette technique (Clarys *et al.* (2010b)).

2.3.2 Quantitative Computed Tomography (QCT)

À la lumière de ces lacunes, de nouvelles techniques ont vu le jour tel que le QCT. Cette technique mesure comme le DXA le BMD en utilisant une tomographie standard par rayon X puis en la comparant à des fantômes de calibration voir figure 2.7. Le QCT possède des avantages en comparaison au DXA. Il peut différencier le BMD pour l'os cortical et l'os trabéculaire contrairement au DXA. De plus il prend en compte les tissus mous ce qui permet contrairement au DXA d'appliquer cette technique aux patients atteints d'obésité. Malgré tout le QCT

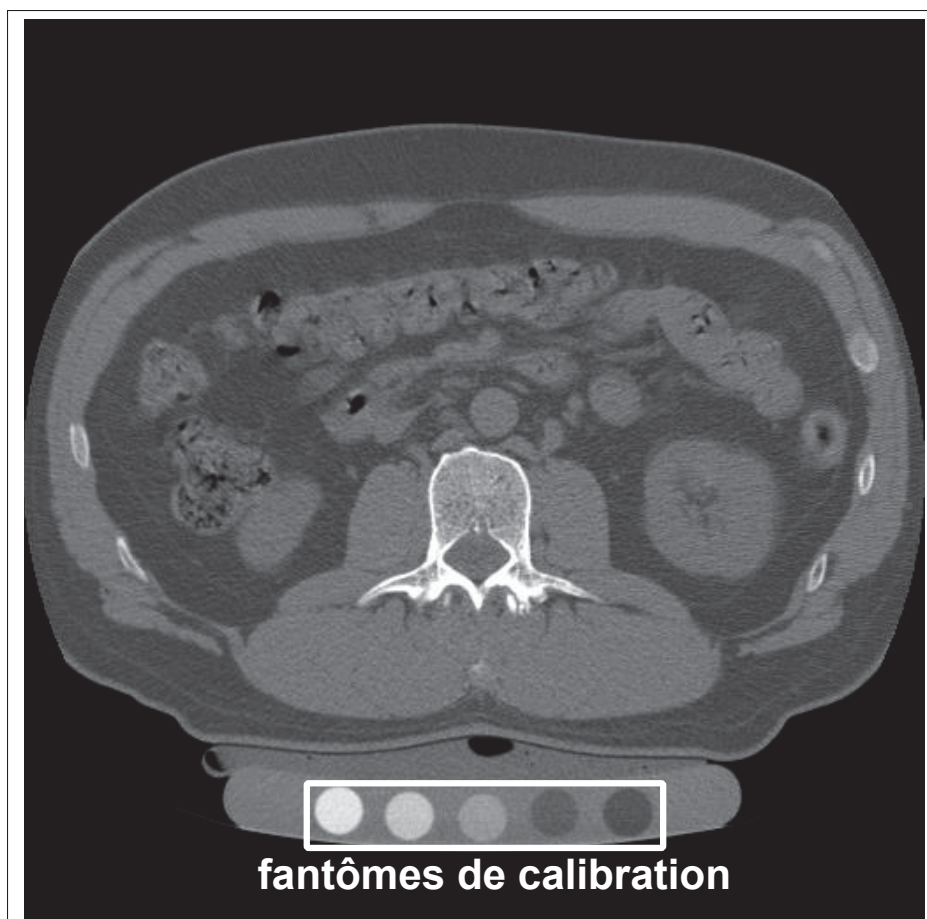


Figure 2.7 Exemple d'image de QCT sur une colonne vertébrale.

partage certains défauts du DXA tel que le fait que le BMD ne soit pas optimal pour caractériser l'ostéoporose ou encore que l'utilisation d'un matériel de calibration peut engendrer des erreurs. Il est à souligner que le QCT nécessite une dose de radiation plus importante que celle nécessaire au DXA ce qui le rend non recommandé pour les femmes enceintes ainsi que pour les patients exposés à des radiations lors des examens médicaux. Pour finir, son prix peut le rendre prohibitif pour un matériel de dépistage. En conclusion le QCT est une alternative sérieuse au DXA, bien qu'il partage certains de ses défauts, une réduction de la dose nécessaire à son utilisation le rendrait en tout point plus attractif que le DXA.

2.3.3 Les ondes guidées ultrasonores

Les ondes guidées sont sensibles aux propriétés mécaniques des milieux dans lesquelles elles se propagent, mais aussi à l'architecture du guide d'ondes (Rose (1999)). Ces caractéristiques des ondes guidées ultrasonores sont utilisées pour faire de la détection sans contact de fissures et de contrôler les géométries dans les tuyaux, cylindres et plaques (Rose (2002)) pour des industries telles que l'industrie pétrolière ou nucléaire où l'accès à ces structures est problématique. Depuis plus de dix ans, de nombreux groupes de recherche tentent de transposer ces techniques au milieu médical, plus particulièrement pour effectuer de la détection de propriétés mécaniques et d'architecture des os. Les ondes guidées sont particulièrement prometteuses pour ce genre d'application médicale non seulement, comme on l'a vu, car elles sont sensibles aux caractéristiques principales du milieu de propagation, mais aussi parce qu'elles sont inoffensives pour le corps humain et bon marché. Un autre de ses avantages non négligeable est sa capacité d'effectuer la détection sur la totalité de la distance de propagation et non pas localement comme c'est le cas pour les techniques de DXA ou QCT. La suite de cette section sera la présentation des principales recherches effectuées sur les ondes guidées se propageant dans les tissus osseux.

2.3.3.1 La propagation axiale

La capacité des ultrasons à caractériser les patients atteints d'ostéoporose et de fractures a été démontrée dans de nombreuses études (Frost *et al.* (2002); Hans *et al.* (2003); Njeh *et al.* (1997a)) et est considérée comme prometteuse pour la caractérisation des propriétés osseuses. Les études traitant de l'ostéoporose se sont concentrées sur la propagation axiale (voir figure 2.8) des ondes guidées sur des plaques (Nicholson *et al.* (2002b); Bossy *et al.* (2002b)) et des tubes (Lee et Yoon (2012a); Tatarinov *et al.* (2005a)). Les os considérés dans ces études sont divers tels que le radius, le tibia et les phalanges (Njeh *et al.* (1997a); Nicholson *et al.* (2002b); Bossy *et al.* (2004a)). Avec cette propagation axiale, de nombreux modes sont excités dans l'os (Moilanen (2008); Nicholson *et al.* (2002b); Bossy *et al.* (2004a); Protopappas *et al.* (2006)). Chacun de ces modes étant plus ou moins sensibles aux différentes caractéristiques

des propriétés mécaniques de l'os, telles que le module de Young ou la densité, mais aussi à la géométrie de l'os telle que l'épaisseur de l'os cortical. Ainsi il a été suggéré qu'une mesure multimodale pourrait donner des informations sur les propriétés mécaniques et géométriques de l'os (Moilanen (2008); Tatarinov *et al.* (2005a)).

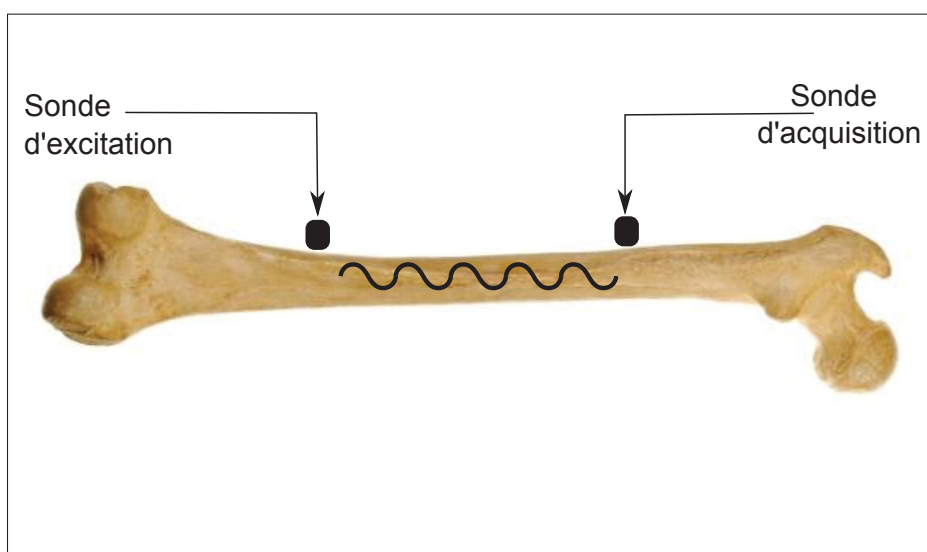


Figure 2.8 Exemple typique de propagation axiale d'ondes guidées ultrasonore sur un os long.
Adaptée de : www.nrpt.co.uk.

La plupart de ces études considèrent que les ondes se propageant dans l'os cortical peuvent être assimilées aux types d'ondes guidées se propageant dans une plaque. En partant de cette hypothèse de nombreuses études *in vitro* et *ex vivo* (Nicholson *et al.* (2002b); Lefebvre *et al.* (2002); Protopappas *et al.* (2006)) ont démontré que la vitesse des modes de Lamb de premier ordre antisymétrique A_0 et symétrique S_0 sont sensibles aux changements qui surviennent dans l'os cortical et sont prometteurs pour détecter l'ostéoporose. Néanmoins l'analyse de mesures *ex vivo* provenant d'os sains montre que la théorie des ondes de Lamb n'est pas suffisante pour décrire les courbes de dispersion des modes se propageant dans l'os (Moilanen *et al.* (2003)). Ceci provient du fait que le caractère anisotrope et la géométrie complexe de l'os ne sont pas pris en compte.

Il est également à noter que le FAS est utilisé pour déterminer la vitesse des ondes guidées se propageant dans l'os dans un grand nombre de ces études. Seul le premier paquet d'onde est considéré, ceci afin de pouvoir comparer les vitesses entre différents cas de figure. Des études ont prouvé que le FAS peut être utilisée pour caractériser les propriétés osseuses telles que la densité (Muller *et al.* (2008)) la largeur de l'os cortical (Kilappa *et al.* (2011)) et la porosité de l'os cortical (Bossy *et al.* (2004b)). Néanmoins le FAS ne contient qu'une petite partie de l'information présente dans le signal. De plus il est la combinaison de plusieurs modes notamment le mode S_0 et le mode de compression latérale (Moilanen *et al.* (2014)) ce qui est problématique, car comme nous l'avons vu chaque mode possède une sensibilité différente aux propriétés de l'os ce qui rend les informations contenues dans le FAS difficile à interpréter. Ceci rend également le FAS difficilement implémentable dans une mesure multi-mode.

Plus récemment des études (Tatarinov *et al.* (2005b); Protopappas *et al.* (2006)) ont été menées sur des plaques qui incluent le caractère anisotrope de l'os. Ces plaques ont été modélisées dans des logiciels d'éléments finis et la propagation des ondes guidées y a été simulée. Les résultats ont permis de prouver que l'anisotropie modifie le comportement des ondes guidées. Néanmoins ces plaques ne permettent pas de simuler les interactions qui existent entre l'os cortical et les tissus adjacents.

De même des études récentes se sont concentrées sur les ondes guidées cylindriques qui sont plus proches de la propagation réelle dans les os que les ondes Lamb de plaque. Moilanen *et al.* ont ainsi développé une approche inverse pour déterminer la largeur de la couche d'os cortical en détectant précisément le mode $F(1,1)$.

Une autre direction de propagation est possible pour les ondes guidées ultrasonores dans les os.

2.3.3.2 La propagation circonférentielle

Plus récemment, la propagation circonférentielle des ondes guidées dans l'os cortical a démontré une forte sensibilité aux propriétés mécaniques de l'os cortical (Grimal *et al.* (2013);

Nauleau *et al.* (2014)). Dans ces études les ondes guidées sont assimilées à des ondes de Lamb, ceci est vrai pour des os possédant un rayon beaucoup plus grand que la largeur de l'os cortical. Cette condition est mieux remplie pour les zones de métaphyse et d'épiphyse des os longs que pour la zone de diaphyse, voire figure 2.9.

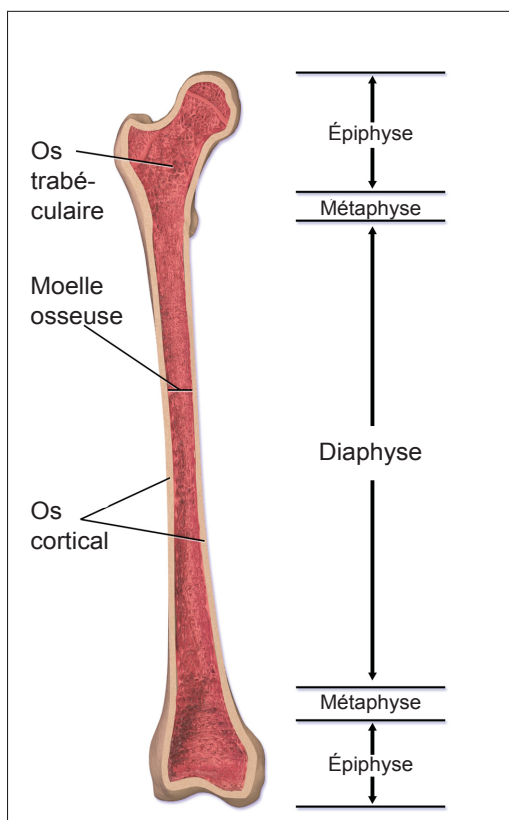


Figure 2.9 Structure d'un os long.
Adaptée de : www.merck.com

Grimal *et al.* (2013) ont réalisé une étude pilote ex vivo pour la propagation circonférentielle, ils ont comparé les techniques DXA et QCT actuellement utilisées avec les ondes guidées circonférentielles sur des têtes de fémur. Ils ont trouvé que les ondes guidées sont très prometteuses pour déterminer la qualité de l'os cortical. Malgré tout, cette étude reste un pilote et l'utilisation du FAS ne leur a pas permis de déterminer quel mode détecter pour obtenir les propriétés mécaniques de l'os cortical. Une autre étude menée par (Nauleau *et al.* (2014)). a permis d'aller plus loin dans l'utilisation de la propagation circonférentielle dans l'os cortical.

Ils ont réussi à détecter de nombreux modes de Lamb se propageant dans la circonférence en utilisant des fantômes osseux, sans pour autant déterminer leur sensibilité aux propriétés osseuses. Une des limites principales vient du fait qu'ils ont utilisé des propriétés isotropes pour les fantômes osseux ce qui n'est pas réaliste pour définir l'os cortical.

2.4 Résumé

Comme nous l'avons vu, les ondes de volume peuvent se propager dans deux différentes directions, les ondes longitudinales et les ondes de cisaillement qui ne sont pas couplées dans un milieu infini. Dans un milieu fini, ces ondes interagissent avec les frontières du milieu et produisent les ondes guidées. Nous avons rapidement présenté deux d'entre elles, la famille des ondes guidées de Lamb et les ondes guidées cylindriques. Tous les modes des ondes guidées présentés ici sont dispersifs, c'est-à-dire que leur vitesse de phase varie avec la fréquence. Ces courbes de dispersion sont indispensables pour comprendre le comportement des ondes guidées dans le milieu étudié. Chaque mode est plus ou moins sensible aux différentes caractéristiques mécaniques et géométriques du milieu de propagation ce qui peut être utilisé pour déterminer ces propriétés.

La revue de la littérature a présenté les deux techniques utilisées actuellement pour la caractérisation des propriétés osseuses, le DXA et le QCT afin de montrer ce que pourraient apporter les ondes guidées à ce domaine. La revue de la littérature a aussi permis de présenter l'état des lieux de la recherche sur les ondes guidées pour la caractérisation des propriétés osseuses. Ceci a mis en relief les pistes d'amélioration des études actuelles.

CHAPITRE 3

GUIDED WAVES SENSITIVITY TO CORTICAL BONE MECHANICAL PROPERTIES WITH AXIAL AND CIRCUMFERENTIAL PROPAGATION

A. Abid¹⁾, D. Pereira¹⁾, J. Fernandes²⁾, P. Belanger¹⁾

¹⁾ École de Technologie Supérieure, Department of Mechanical Engineering,
1100 Rue Notre-Dame Ouest, Montréal, QC, H3C 1K3, Canada

²⁾ Research center of Sacre-Coeur Hospital, Montreal, Department of Surgery,
5400, boul. Gouin Ouest, Montreal, QC, H4J 1C5, Canada

Paper submitted to the journal Acta Acoustica in February 2016.

3.1 Abstract

This paper attempts to identify guided wave modes for assessing the mechanical properties of the human cortical bone, in a bid to realize a non-invasive, economical and safe method to detect the risk of fracture, porosity or osteoporosis. The circumferential and axial propagation of guided waves were studied and three different modes were identified as potential candidates. Experimentations were performed on bone phantoms and finite element models run with Abaqus to identify these modes. These results were validated with either the Semi-Analytical Finite Element (SAFE) method or analytical method which provided dispersion curves for the bone models. The sensitivity of these modes (S_0 , A_0 and $F(1,4)$) to mechanical properties were then investigated, with an evolution of the mechanical properties of the cortical bone considered as an orthotropic material. The S_0 mode is mainly sensitive to E_2 , ν_{12} , G_{12} and to the density; the A_0 mode is mainly sensitive to E_1 , E_2 , G_{12} and the density, and finally $F(1,4)$ is mainly sensitive to E_1 and G_{23} . The most interesting mode seems to be the S_0 mode which is very promising in terms of detecting the density evolution of the cortical bone, which is correlated with porosity and the risk of fracture. The A_0 and $F(1,4)$ modes seem to be more suitable for the detection of the Young's modulus, which is related to micro damages.

3.2 Introduction

Osteoporosis is a medical condition characterized by the deterioration of bone quality, which leads to an increase in bone fragility and risk of fracture. Symptoms of the condition include bone density loss in the cortical and trabecular bones, bone geometrical changes (reduced thickness of cortical bone) and mechanical changes, which reduce the stiffness and strength of the bone (Moilanen (2008)). The current standard method used to detect osteoporosis is Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA) (Kanis (1994a)). DXA targets the patient's bone with two X-ray beams with different energy levels. The Bone Mineral Density (BMD) is then determined by using the difference in the absorption level between the two beams. However, DXA is insensitive to mechanical properties and to the micro-architecture of the bone (Moilanen (2008)). In addition, DXA results can be affected by the choice of calibrating materials, which could lead to poor measuring quality Kanis (1994a). Moreover, one major problem with DXA is that it provides a significant number of false negatives (Clasey *et al.* (1999a)). As a consequence, the clinical relevance of DXA is beginning to be questioned (Clarys *et al.* (2010a)). Quantitative Computed Tomography (QCT) has recently been investigated as a potential alternative to DXA. However, the high radiation doses required for high resolution images is a concern especially for young patients and other individuals such as perimenopausal women (Link et Lang (2014)). Moreover, the cost of required equipment is prohibitive in a primary care setting (Lim *et al.* (2009)). Ultrasonic guided waves have recently been considered as a prominent alternative (Link et Lang (2014); Lim *et al.* (2009); Moilanen *et al.* (2014)) to DXA. Ultrasonic guided waves are mechanical stress waves, and as such are intrinsically sensitive to mechanical properties, as well as to geometrical changes. Further, they are radiation-free, and the equipment they require is inexpensive, which thus allows rapid screening of patients in a primary care setting. It has recently been demonstrated that the cortical bone porosity, and by extension the cortical bone mechanical properties, are related to bone strength and thus risk of fracture (Augat et Schorlemmer (2006); Bala *et al.* (2015); Turner (2002)). Ultrasonic guided waves propagating in the cortical bone are, therefore, very promising for risk of fracture assessment. In this work, an attempt is made to detect one or several ultrasonic guided wave

modes in both the circumferential and axial directions. The sensitivity to orthotropic mechanical properties of the cortical bone in two-layered cylindrical bone models is presented. Finite Element (FE) modeling was used in this study to simulate the propagation of circumferential and axial ultrasonic guided waves in the bone (section 3.3.2). FE flexibility enabled a sensitivity study using numerous sets of bone mechanical properties. A subset of the FE results was validated against theoretical dispersion curves. For isotropic materials and simple geometries, the analytical solution can be calculated (Aristegui *et al.* (2001); Pavlakovic et Lowe (1999)). However, for anisotropic materials, analytical methods are inefficient (Predoi *et al.* (2007)). Hence, the Semi-Analytical Finite Element (SAFE) method was used to calculate dispersion curves in orthotropic bones. Section 3.3.3 presents the experimental validation of the simulation using isotropic bone phantoms. Using the validated FE models, a sensitivity study of degrading cortical bone mechanical properties is presented.

3.2.1 Background

Numerous studies have focused on the axial transmission of ultrasonic guided waves in cortical bones mimicking plates or tubes (Bossy *et al.* (2002a); Le *et al.* (2010); Nicholson *et al.* (2002a); Tatarinov *et al.* (2005b); Tran *et al.* (2013)). To date, axial transmission has been used mainly in studies on long bones, such as the tibia and the radius (Nicholson *et al.* (2002a); Lee et Yoon (2012b); Muller *et al.* (2008); Njeh *et al.* (1997b)). These studies confirm the presence of the fundamental antisymmetric A_0 and symmetric S_0 Lamb wave modes when using a plate approximation. Bossy *et al.* (2002a) validated that a plate approximation can also be used on tubes, but only for thin tube walls. These studies used the first arriving signal (FAS) as a means of estimating velocities. Several studies have validated the relevance of FAS in characterizing properties such as mineral density (Muller *et al.* (2008)), thickness (Kilappa *et al.* (2011)) and porosity (Bossy *et al.* (2004b)) in bone phantoms and ex vivo studies. The FAS is a combination of several ultrasonic modes, mostly S_0 and the lateral compressional wave (Moilanen *et al.* (2014)). Other studies have investigated the effect of the propagation in tubes rather than plates (Moilanen *et al.* (2014); Guo *et al.* (2009); Ta *et al.* (2009)). These studies suggest

that each mode is sensitive to one or several cortical bone properties. For example, Moilanen *et al.* (2014) presented a study in which they detected a mode sensitive to the cortical wall thickness. More recently, Lamb-type guided waves propagating circumferentially have been shown to be highly sensitive to cortical bone properties (Grimal *et al.* (2013); Nauleau *et al.* (2014)). Even though circumferential guided waves provide only a local assessment of bone properties, they may be easier to excite and detect as less modes are excited circumferentially. In fact, for a tube geometry with inside and outside diameters similar to those of a radius, the cutoff frequencies of the high-order modes are at lower frequencies than in a curved plate of the same thickness. The complexity in circumferential propagation on a curved plate is therefore reduced. Moreover, circumferential propagation avoids the problem of modes wrapping around the cylinder, which may induce undesirable noise in axial propagation.

Because the FAS only carries information relating to the fastest mode, an important part of the information carried by the signal is neglected. Thus, a method using multiple modes would enable a choice of the best combination of modes to detect bone mechanical properties. Moreover, a multi-mode measurement could provide a way to characterize the architecture and properties of the cortical wall.

3.3 Methods

3.3.1 Problem Studied

3.3.1.1 Bone phantoms and properties

In this study, two bone models were considered : one cortical bone cylinder filled with bone marrow (Figure 3.2(a)) and one cortical bone cylinder filled with trabecular bone (Figure 3.2(b)). Bone phantoms manufactured by True Phantom Solutions (Wydra et Maev (2013)) were used in this study. For each type of bone phantoms, two samples were tested : one with properties representing an osteoporotic bone and one with healthy bone properties as presented in Table 3.1. The bone phantoms can be considered isotropic. For the axial propagation study,

the bone phantom used was the one filled with marrow because it represents the diaphysis part of a long bone where the geometry is fairly constant and therefore simplifies propagation in the axial direction. On the other hand, for the circumferential propagation study, the bone phantom considered was the one filled with trabecular bone because it represents the distal epiphysis part of a long bone, in which the geometry changes in the axial direction ; hence it was more relevant to use circumferential assessment. Moreover, in this region the bone diameter is bigger than in the diaphysis part, which allows the plate approximation presented in section 3.3.1.2 to be used.

Tableau 3.1 Isotropic properties for the two bone phantoms.

	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio	Density (kg/m ³)	Bulk's modulus (GPa)
Symbol	E	ν	ρ	K
Healthy Cortical	14	0.31	2300	-
Osteoporotic Cortical	12.2	0.31	2150	-
Healthy trabecular	4.2	0.22	1660	-
Osteoporotic trabecular	3.1	0.22	1390	-
Bone marrow	-	-	1000	2.2

In this study, orthotropic bone properties are used (Natali et Meroi (1989)). To study the sensitivity to bone property degradation, an evolution of the orthotropic cortical bone properties from healthy to osteoporotic (Table 3.2) was used. The evolution of the properties was studied in 10 steps. The properties were derived from Ashman et al. Ashman *et al.* (1984), and were found by Natali et Meroi (1989) to be in good agreement with the literature. Direction 1 is radial, 2 circumferential, and 3 axial, as shown in Figure 3.1. The density was taken from Evans (1976). The evolution of the properties was taken from Knets (1987), where the evolution with age of E_3 Young's modulus was studied. In this study, the same evolution is applied to the other mechanical properties, and proceeded in 10 steps in order to accurately determine the sensitivity of each ultrasonic guided wave mode. The trabecular bone properties were taken from Ashman et Rho (1988) (Table 3.3) and were kept constant. Each set of properties was verified to ensure thermodynamical stability (Haïat *et al.* (2009)) which is ensured if :

$$C_{12} < \inf\left(\frac{C_{11}}{2\nu_{13}}, 2C_{33}, \nu_{13}\right) \quad (3.1)$$

Where $\inf(R)$ is defined as the smallest real number in R . C_{12} , C_{11} and C_{33} are stiffness constants presented below.

$$\delta = \frac{1 - \nu_{12}^2 - \nu_{13}^2 - \nu_{23}^2 - 2\nu_{12}\nu_{13}\nu_{23}}{E_1 E_2 E_{13}} \quad (3.2)$$

$$C_{11} = \frac{1 - \nu_{23}^2}{E_2 E_3 \delta} \quad (3.3)$$

$$C_{12} = \frac{\nu_{12} + \nu_{13}\nu_{23}}{E_2 E_3 \delta} \quad (3.4)$$

$$C_{33} = \frac{1 - \nu_{12}^2}{E_1 E_2 \delta} \quad (3.5)$$

Tableau 3.2 Orthotropic properties for the cortical bone used in the FE sensitivity study.

	Young's modulus (GPa)			Poisson's ratio			Shear Modulus (GPa)			Density (kg/m ³)
Symbol	E_3	E_2	E_1	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}	G_{12}	G_{13}	G_{23}	ρ
1 (Healthy)	20	13.4	12	0.38	0.22	0.24	7.2	8.7	8.7	1.96
2	19.5	13.1	11.7	0.37	0.21	0.23	7	8.5	8.5	1.95
3	19	12.7	11.4	0.36	0.21	0.23	6.8	8.3	8.3	1.94
4	18.5	12.4	11.1	0.35	0.2	0.22	6.6	8	8	1.93
5 (Osteopenia)	18	12	10.8	0.34	0.2	0.21	6.4	7.8	7.8	1.92
6	17.4	11.7	10.4	0.33	0.19	0.21	6.3	7.6	7.6	1.92
7	16.9	11.3	10.1	0.32	0.19	0.2	6.1	7.4	7.4	1.91
8	16.4	11	9.8	0.31	0.18	0.19	5.9	7.1	7.1	1.9
9	15.9	10.6	9.5	0.3	0.18	0.19	5.7	6.9	6.9	1.89
10 (Osteoporotic)	15.4	10.3	9.2	0.29	0.17	0.18	5.5	6.7	6.7	1.88

Tableau 3.3 Isotropic properties for the trabecular bone in the FE sensitivity study.

	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio	Density (kg/m ³)
Symbol	E	ν	ρ
Value	13	0.2	1.7

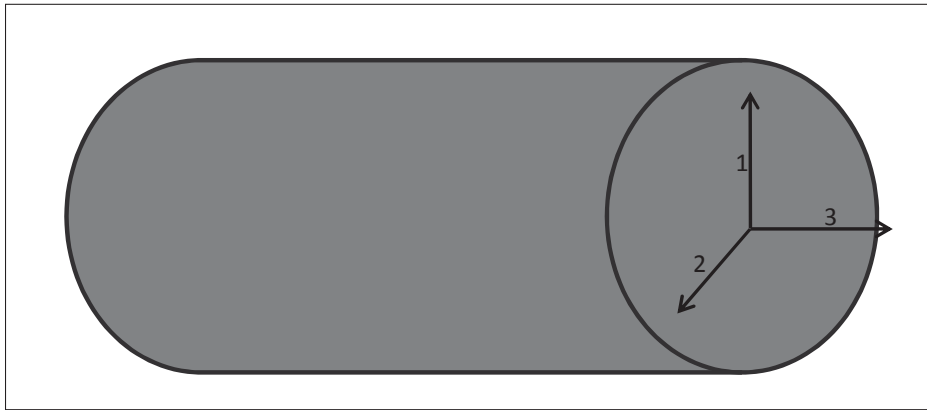


Figure 3.1 Cylindrical axis used on the FE models.

3.3.1.2 Validation of the FE model

Two methods were used in this paper to obtain dispersion curves and validate the FE model. For isotropic material properties, the Disperse software was used (Aristegui *et al.* (2001); Pavlakovic et Lowe (1999)) to calculate dispersion curves. Disperse uses analytical methods to calculate the dispersion curves, but for the models with orthotropic properties, Disperse is unable to provide dispersion curves; in these cases, the SAFE method is used instead in order to estimate the dispersion curves. The SAFE method has emerged as an alternative means of finding the dispersion curves for complex wave guides (Predoi *et al.* (2007)). The method uses the eigenvalue of the cross-section of the waveguide and a harmonic wave representation in the axial direction to solve wave propagation equations and obtain the dispersion curves. This method can be implemented on standard FE solvers, such as Comsol Multiphysics. In order to use SAFE and calculate the dispersion curves of the cylindrical cortical bone shell, a plate approximation was used. According to Zhao et Rose (2004) and Liu et Qu (1998), the plate approximation is valid when the ratio of the outer radius to the inner radius of the cylinder is

close to 1. The cylindrical cortical shell in this study had a ratio of 17/20, or 0.85, which should lead to a minor shifting of the dispersion curves. The plate approximation was validated numerically by comparing FE results from a hollow cylinder and the analytical dispersion curves of the corresponding plate (section 3.4.1.1) .

3.3.2 Finite element model

The Abaqus unified FEA finite element software package was used for FE modeling, and the geometry of the bone phantom is presented in Figure 3.2. Point excitation was used with a 5 cycle Hann windowed tone burst. In this initial study a point excitation was used to study the wave propagation without the in-vivo transduction mechanism constraints. A mesh with 20 elements per wavelength of the mode with the shortest wavelength was used. A 3D model was used for the axial propagation and a 2D model for the circumferential propagation, in order to reduce computational time.

3.3.3 Experimental validation on bone phantoms

Phantoms of cortical bone filled with trabecular bone and bone marrow were acquired from True Phantom Solutions. The dimensions were chosen to be similar to the cross-section of a typical long bone diaphysis (Figure 3.2(a)) and to the cross-section of a typical long bone epiphysis (Figure 3.2(b)). Schematics of the bone phantoms are shown in Figure 3.2.

The experimental setup as presented in Figure 3.3 comprised an ultrasonic probe ; either a normal incidence shear transducer (Olympus V-154RM) or a normal incidence longitudinal transducer (Olympus V-125-RM) for the excitation, and a laser Doppler vibrometer (Polytec OFV-2570/OFV-505) to receive the signal. A clamp was used to maintain the ultrasonic probe, and treacle was used as the coupling agent. The working frequency range is an important parameter when guided waves are involved as the damping and the number of excited modes increases with frequency (Rose (1999)). In this study, the maximum frequency was chosen to be 200 kHz, as the damping made it hard to detect experimental signals at higher frequencies.

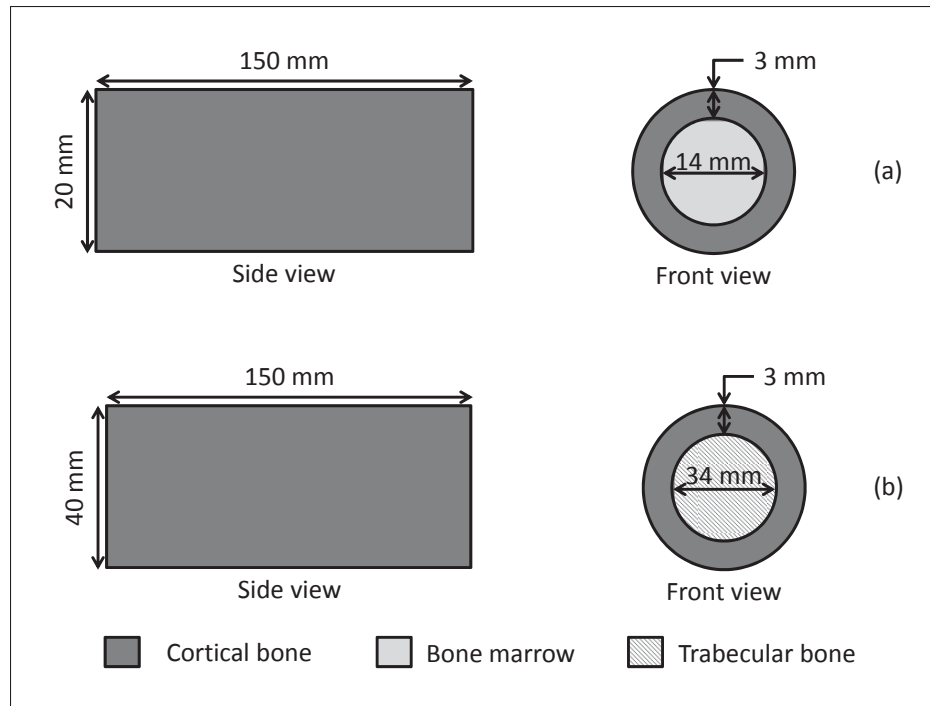


Figure 3.2 Schematic of the two bone phantoms (a) for axial propagation and (b) for circumferential propagation.

Moreover, for higher frequencies, the high number of excited modes would make it hard to clearly detect modes using simple signal processing. Hence, the input signal was set to a 5 cycle Hann windowed tone burst, with a center frequency ranging from 50 to 200 kHz with a 10 kHz step.

The normal incidence shear transducer was used to excite modes with a dominant in-plane surface excitability, while the normal incidence longitudinal transducer was used to excite modes with a dominant normal excitability (Kilappa *et al.* (2011)). When using the shear transducer, the laser was oriented parallel to the axial direction of the bone, whereas with the longitudinal transducer, the laser was oriented normal to the bone phantom surface. Both circumferential and axial propagation were realized using this setup. For the circumferential propagation, the ultrasonic probe was located diametrically opposed to the laser. For the axial propagation the ultrasonic probe was located at one end of the phantom and the laser on the other end.

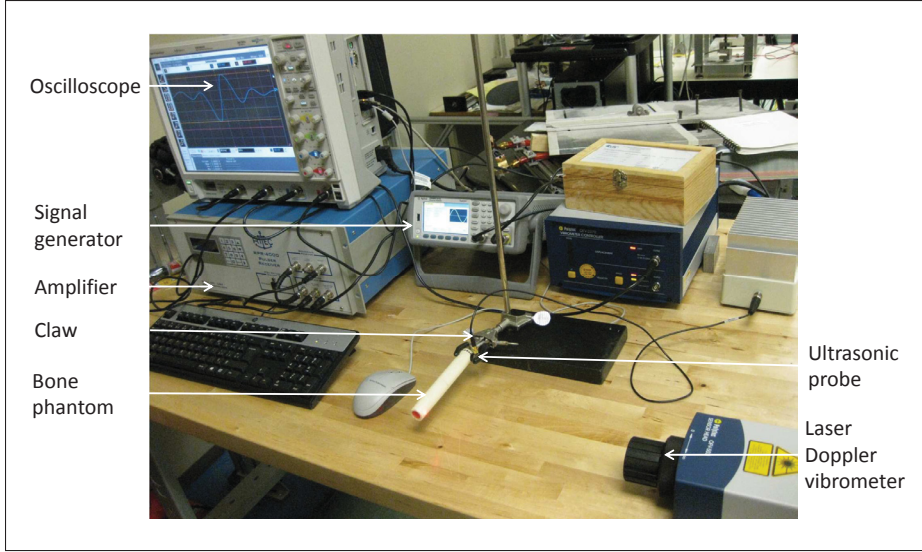


Figure 3.3 Experimental setup.

To extract the group velocity from the time signal, the Hilbert transform was used to obtain the envelope of the signal. The group velocity was then obtained using this equation :

$$Vg = \frac{D}{T - delay} \quad (3.6)$$

where Vg is the group velocity in meters/seconds, D is the propagation distance in meters, T is the time of the peak of the envelope of the output time signal in seconds and $delay$ is the time of the peak of the envelope of the input signal in seconds. For the circumferential propagation, using the shear excitation, the S_0 Lamb mode was the mode with highest amplitude ; for the normal excitation the, A_0 mode was the mode with the highest amplitude, which is consistent with the excitability study by Wilcox (2001). For the axial propagation, the shear excitation was used to excite modes with a dominant in-plane component. The experimental part serves two purposes ; first, it is used to validate whether the simulations are realistic and reproducible experimentally, and secondly, it is used to identify frequencies at which modes can be detected even with experimental noise present.

3.3.4 Evolution of properties

After identifying frequencies at which modes could be detected experimentally, orthotropic properties were used for the cortical bone as a means of improving realism. These properties were implemented in the FE model defined in section 3.3.2, and run with the identified frequencies in order to study the sensitivity of the modes. Once the velocities for the ten different steps between *healthy* and *osteoporosis* properties presented in Table 3.2 were obtained, a comparison was performed between them and the theoretical velocities obtained with the SAFE method to validate the results. To further the analysis, an attempt was made to find upon which mechanical properties the velocities mainly depends. In this study, all but one mechanical property were kept constant to monitor its effect on the mode velocity.

3.4 Results

3.4.1 Circumferential propagation

3.4.1.1 Validation results

The validation of both the plate approximation and FE model constitutes the first step in the circumferential propagation study. In Figure 3.4, FE simulations for a hollow cylinder are compared to the analytical dispersion curves obtained with Disperse for a plate. The isotropic mechanical properties used were those of a healthy cortical bone presented in the Table 3.1. In Figure 3.4, the FE results for a hollow cylinder are in good agreement with the analytical results for a plate with matching mechanical properties presented in Table 3.1. In Figure 3.4, the two A_0 and S_0 modes are clearly detected. These results validate that the guided waves propagating circumferentially on the cortical bone correspond to the plate Lamb wave. Hence, the plate approximation is relevant for this bone model, and will be used for the study on circumferential propagation. Moreover, these results validated that the FE model used in this study was in good agreement with analytical results. The Hilbert transform did not clearly detect the two modes S_0 and A_0 below 130 KHz. This was because at lower frequencies, the wavelength was

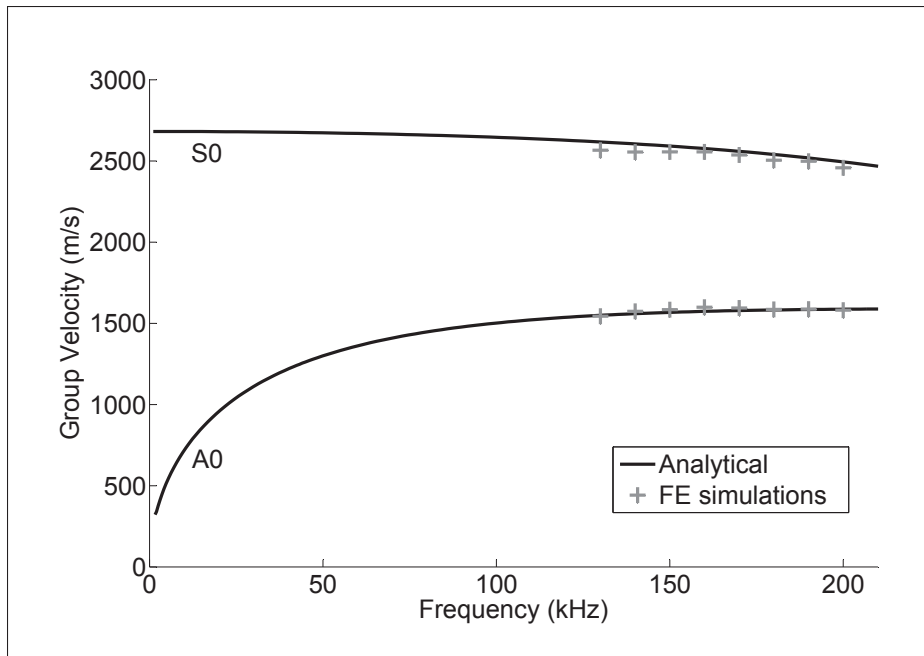


Figure 3.4 FE simulations for a hollow cylinder versus analytical dispersion curves for a plate.

longer, and implied that the two modes A_0 and S_0 overlapped in the time domain for a short propagation distance. In the FE model, a distance of 62 mm between acquisition and excitation was used.

3.4.1.2 Experimental results

In this experimental comparison, a more complex FE bone model was used as it included a trabecular bone material inside a cylindrical shell. In Figure 3.5, experimental values, FE results and theoretical dispersion curves provided by Disperse show a good agreement for the S_0 mode for both healthy and osteoporotic phantoms, whereas the A_0 mode presented a shift with the theoretical dispersion curves. As the only difference between the results from Figure 3.4 and Figure 3.5.b was the presence of trabecular bone inside the cortical shell, this shift showed that the A_0 mode is sensitive to the presence of trabecular bone, whereas the S_0 mode was less sensitive. This is likely the case because anti-symmetrical modes are more sensitive to surrounding media than are symmetrical modes (Jiangang Chen (2010)).

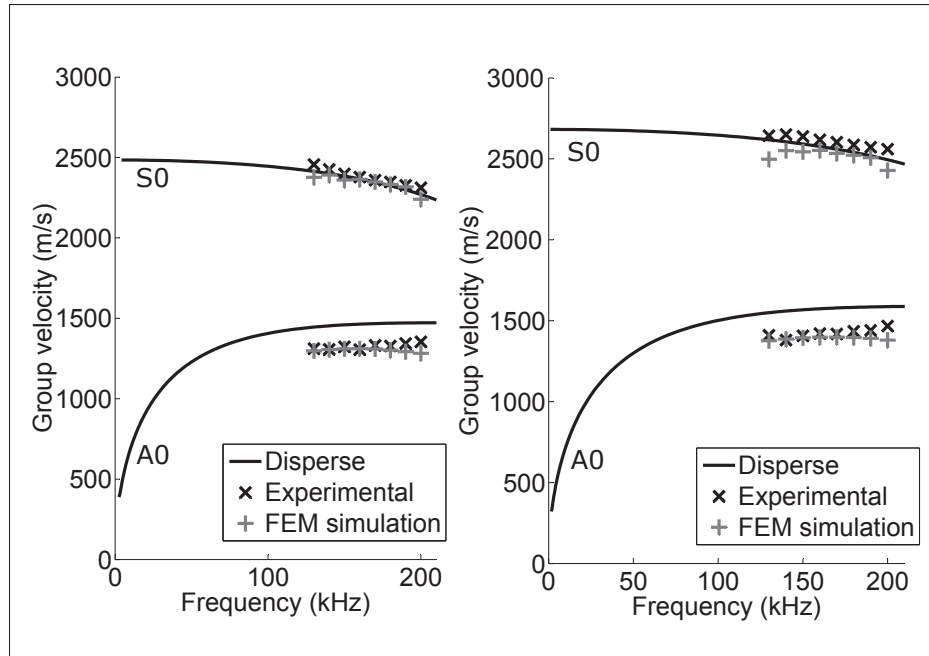


Figure 3.5 Experimental and FE results for group velocity for circumferential propagation on healthy (a) and osteoporotic (b) bone phantom versus analytical dispersion curves for a plate obtained with Disperse.

3.4.1.3 Dispersion curves evolution

With the FE models validated using analytical solutions and experiments for isotropic bone properties, the focus was put on more realistic orthotropic bone properties. Figure 3.6 presents the dispersion curves for circumferential guided waves propagation for 3 different orthotropic sets of properties for the cortical bone (see Table 3.2). S_0 and A_0 modes slow down as the properties deteriorate. This confirms that S_0 and A_0 guided waves velocities are sensitive to the deterioration of the cortical bone mechanical properties. For the S_0 mode, sensitivity to mechanical properties was constant with the frequency, whereas for the A_0 mode, the sensitivity increased with frequency. To get the best sensitivity for both A_0 and S_0 modes, the frequency of 200 kHz was chosen as the monitoring frequency of the evolution of velocity with the degradation of mechanical properties.

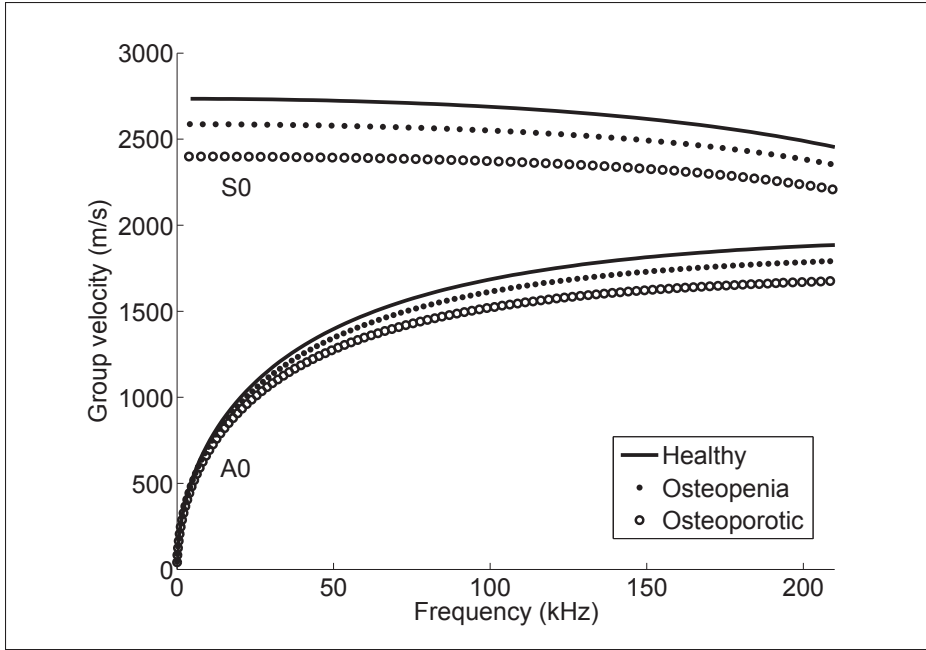


Figure 3.6 Experimental and FE results for group velocity for circumferential propagation on healthy (a) and osteoporotic (b) bone phantom versus analytical dispersion curves for a plate obtained with Disperse.

3.4.1.4 FE simulation evolution

Now that two modes had clearly been detected, the objective was to determine if and how they were sensitive to the degradation of mechanical bone properties. Figures 3.7 presents the evolution for the A_0 and S_0 modes group velocity with the deterioration of the mechanical cortical bone properties plotted against the theoretical SAFE values. The velocity for each set was normalized against the velocity of the healthy set of properties. Both modes present a similar sensitivity to the degradation of the cortical bone properties. It can be noted that for the A_0 mode, the velocity variation was almost linear, whereas for the S_0 mode, the variation was not as smooth. The good agreement seen between the FE models and SAFE results would tend to prove that the SAFE method could be used as a prediction tool for guided waves dispersion curves in real bone. For the FE results, the data were obtained with a velocity measurement, whereas the SAFE results were drawn from the mathematical equations giving the dispersion curves. This difference leads to changes in data between FE and SAFE, which that could ex-

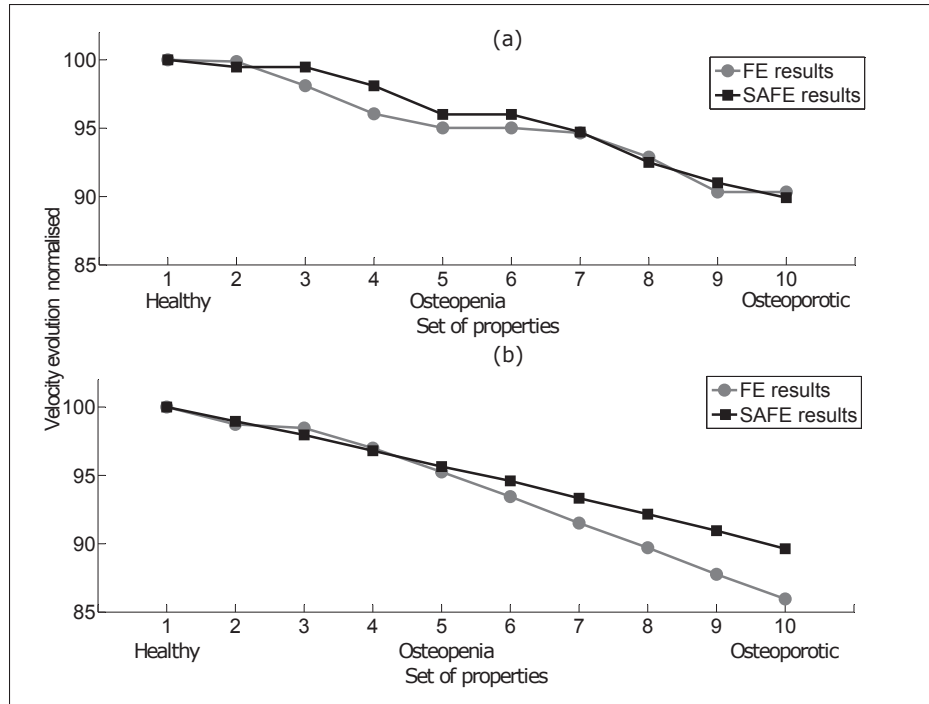


Figure 3.7 Evolution of the $S_0(a)$ and $A_0(b)$ group velocity with degradation of cortical bone properties at 200 kHz.

plain the small shift between the slopes of FE and SAFE results in Figure 3.7 (b). The quality of the results obtained using normal excitation (with the A_0 mode) was encouraging, as this excitation was easier to implement in-vivo. Indeed, the soft tissues would heavily dampen shear waves.

3.4.2 Axial propagation

3.4.2.1 Experimental results

After circumferential propagation, axial propagation was considered. For this type of propagation, the true geometry was used to obtain the dispersion curves. Figure 3.8 presents the experimental results and FE simulations results for healthy and osteoporotic bone phantoms. The results here do not perfectly match the theoretical dispersion curves. This can be explained by the complexity of the signal obtained experimentally and in simulations. As seen in the dis-

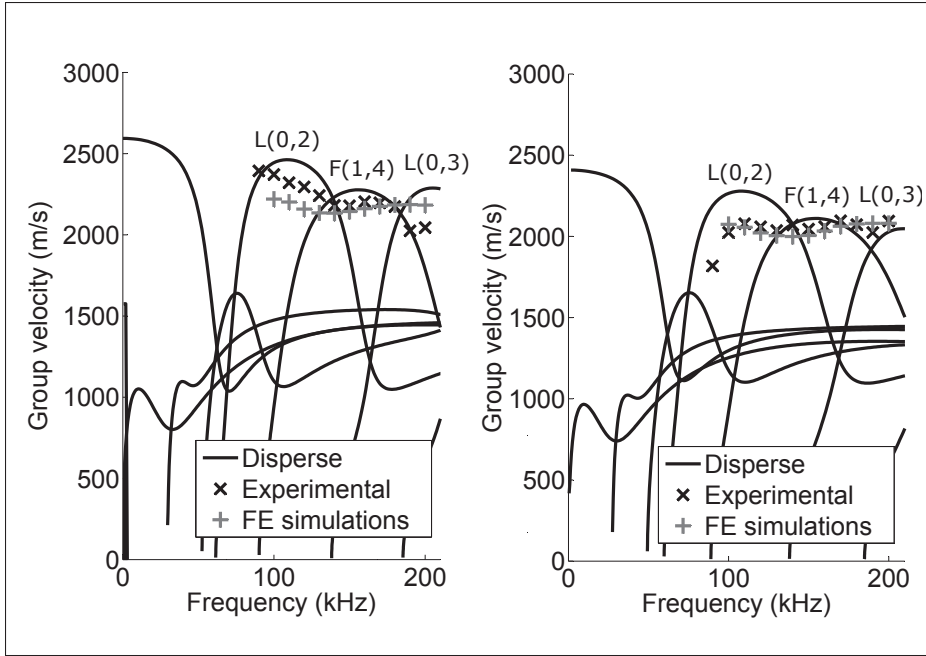


Figure 3.8 Experimental and FE results for group velocity for circumferential propagation on healthy (a) and osteoporotic (b) bone phantom versus analytical dispersion curves for a plate obtained with Disperse.

persion curves, several modes were excited for frequencies ranging between 100 and 200 kHz. These modes were overlapping in the time domain because of the short propagation distance between excitation and acquisition, making it impossible to separate them using simple signal processing techniques. The Hilbert transform was successful in extracting the predicted velocities only for the $F(1,4)$ mode, which showed a good agreement between FE, experimental and theoretical results. At around 160 kHz, this mode is faster than all other modes, and is less dispersive. This frequency was used in the rest of the work on axial propagation.

3.4.2.2 FE simulation evolution

As with the circumferential propagation, the cortical properties were changed to orthotropic and degraded in ten steps in order to monitor the mode sensitivity. Figure 3.9 presents the group velocity evolution of the $F(1,4)$ mode. This mode was less sensitive to cortical bone mechanical properties than the modes detected on the circumferential propagation. For this

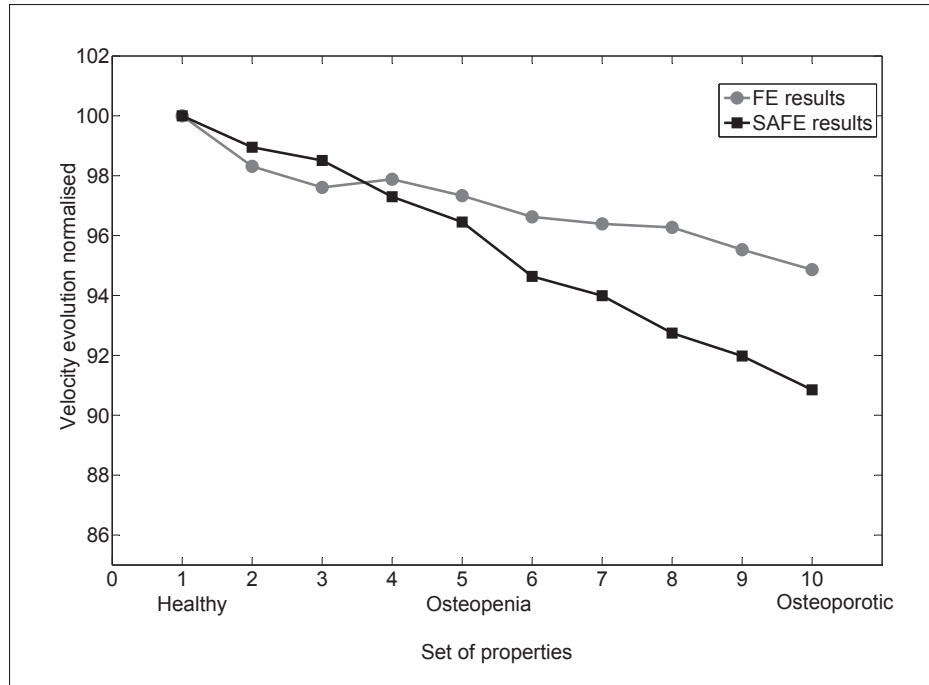


Figure 3.9 Evolution of the F(1,4) group velocity with degradation of cortical bone properties at 160 kHz.

mode, the agreement between SAFE and FE results was not as good as for the circumferential modes. This can be explained by the increased number of modes for the axial propagation with the studied bone geometry, as compared to circumferential propagation, for a given frequency. This phenomenon renders mode detection less precise, and induces more errors than for the circumferential propagation. Moreover, the FE results showed a lower sensitivity to the degradation of properties than the SAFE results. This could be explained first by the complexity of the signal, which could imply that the evolution presented here is mostly, but not solely, composed of the $F(1,4)$ mode. Secondly, the difference in the FE and SAFE methods used to obtain the results is also thought to lead to discrepancies.

3.4.3 Sensitivity study

In order to proceed further in the study, and to know which properties were responsible for the evolution of the group velocities, a sensitivity study was done for the three different modes of interest. To that end, all the mechanical properties were kept constant in their healthy values,

but one property was set to its osteoporotic state in order to quantify its effect on the group velocities of the different modes. The group velocity obtained for this model was then compared with the model with healthy cortical bone properties in order to obtain the evolution in percentage.

Tableau 3.4 Sensitivity study for the three different detected modes, evolution of the group velocities in percent.

Properties Modes	E_1	E_2	E_3	v_{12}	v_{13}	v_{23}	G_{12}	G_{13}	G_{23}	ρ
S_0	1.69	-4.15	-0.49	-4.32	0.04	-0.41	-7.57	-0.45	-0.33	-4.24
A_0	-5.01	-3.14	0.07	0.2	-0.33	0.4	-7.62	0.13	0.2	4.08
$F(1,4)$	-5.78	1.54	-1.25	0.32	0.57	-0.28	0.2	0.24	5.38	1.7



Table 3.4 presents the results of the sensitivity study. These results show that the S_0 mode was mainly sensitive to E_2 , v_{12} , G_{12} and to the density. The A_0 mode was mainly sensitive to E_1 , E_2 , G_{12} and to the density, and finally, $F(1,4)$ was mainly sensitive to E_1 , and G_{23} . These results suggest that each mode was sensitive to different cortical bone mechanical properties, and therefore, the detection of the FAS, which is composed of several modes, only provides limited information on the bone quality. One important result is the fact that some properties speed up the group velocity when degrading ; an example is the density for the A_0 mode or G_{23} for the $F(1,4)$ mode. This result showed that for a non-homogenous evolution of the properties, the group velocity could stay constant or even increase, which could lead to a false interpretation of the results. In order to avoid this false interpretation, it is important to select the properties that are more clinically relevant, to then choose one or several modes to detect the evolution. The most interesting mode seems to be the S_0 mode, which is very promising for detecting the density evolution of the cortical bone, which is correlated with porosity and risk of fracture.

The A_0 and $F(1,4)$ mode seem to be more suitable for the detection of the Young's modulus, which is related to micro damages Burr *et al.* (1997). A combination of the detection of these modes providing information on mechanical properties with modes providing information on geometrical features of the cortical bone could be a way to detect risk of fracture, and perhaps, osteoporosis.

3.5 Conclusion

In this study, three guided waves modes were found to be sensitive to the evolution of cortical bone properties. Every mode was sensitive to different mechanical properties, which is of interest in order to be implemented in a future multi-mode detection of the cortical bone mechanical properties. Two different propagation directions were studied, circumferential and axial. At a low frequency, only two modes propagate in the circumferential direction. In the axial direction, the superposition of multiple modes makes detection more complex. Further work is required to validate the results on a cadaveric bone model with a more complex geometry and a soft tissue layer, in order to have a more realistic study.

CHAPITRE 4

CONCLUSION

4.1 Principales avancées

Dans ce mémoire, l'utilisation des ondes guidées ultrasonores pour la caractérisation des propriétés osseuses de l'os cortical a été présentée. Le problème étudié fut pour un tube constitué d'une couche extérieure d'os corticale rempli d'os trabéculaire ou de moelle osseuse. La propagation des ondes guidées dans ce tube a été étudiée de deux manières, expérimentalement avec des fantômes osseux et en simulation par éléments finis, ceci dans deux directions, axiale et circonférentielle. Cette étude a permis de détecter trois modes, deux dans la direction circonférentielle, les modes S_0 et A_0 et un dans la direction axiale, le mode $F(1,4)$. L'analyse de sensibilité présentée dans l'article permet de pousser plus loin afin de savoir à quelles propriétés sont sensibles ces modes et ainsi pouvoir trouver une application clinique possible, prouvant ainsi concrètement l'utilité de cette caractérisation. Ainsi il a été montré que les modes A_0 et $F(1,4)$ plus sensibles au module de Young pourraient être utilisés pour détecter les microfractures présentes dans l'os cortical alors que le mode S_0 plus sensible à la densité pourrait permettre de détecter la porosité de l'os cortical et ainsi déterminer le risque de fracture. L'innovation présente dans ce mémoire réside essentiellement sur l'utilisation de la propagation circonférentielle qui a très peu été utilisée dans les études précédentes. En effet cette propagation n'a été étudiée que depuis quelques années et, à ma connaissance, aucune n'avait encore permis de détecter précisément de mode sensible aux propriétés osseuses. Ici deux modes ont été détectés avec la propagation circonférentielle des ondes guidées qui sont sensibles aux propriétés osseuses. L'autre innovation fut d'utiliser des propriétés orthotropes plus réalistes pour modéliser l'os cortical. En effet la plupart des études publiées sur ce sujet utilisent des propriétés isotropes moins réalistes, mais plus simples à modéliser.

4.2 Limites et recommandations

Le travail qui a été présenté dans ce mémoire reste un travail préliminaire pour l'utilisation des ondes guidées dans la caractérisation des propriétés osseuses, il possède donc des limites qui devront être dépassées afin de rendre cette technique cliniquement utilisable. La première limite est la géométrie de l'os qui est ici simplifiée à un tube, il faudra utiliser une géométrie réelle d'un os long qui va venir changer les courbes de dispersion. La seconde limite est l'absence de tissus mous sur les modèles étudiés. Ces tissus mous vont rendre l'excitation des ondes guidées dans l'os cortical ou trabéculaire plus compliquée, car ils vont atténuer l'amplitude du signal. Il faut donc prouver qu'avec ces tissus mous l'excitation des ondes guidées est toujours possible. Une autre piste d'amélioration serait le traitement du signal à utiliser pour détecter les modes. En effet il existe des traitements plus puissants que ceux utilisés ici plus particulièrement la 2D Fast Fourier Transform qui permet de mieux séparer les modes en utilisant leur nombre d'onde. Cette technique nécessite de prendre des points d'acquisitions multiples à distance précise ce qui nécessite de pouvoir programmer l'acquisition pour les mesures expérimentales.

BIBLIOGRAPHIE

- Arica, N. et F. T. Yarman-Vural. 2002. « Optical Character Recognition for Cursive Handwriting ». *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 24, n° 6, p. 801-813.
- Aristegui, C., M. J. S. Lowe, et P. Cawley. 2001. « Guided waves in fluid-filled pipes surrounded by different fluids ». *Ultrasonics*, vol. 39, n° 5, p. 367-375.
- Ashman, R. B. et J. Y. Rho. 1988. « Elastic modulus of trabecular bone material ». *J Biomech*, vol. 21, n° 3, p. 177-81.
- Ashman, R. B., S. C. Cowin, W. C. Van Buskirk, et J. C. Rice. 1984. « A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone ». *J Biomech*, vol. 17, n° 5, p. 349-61.
- Augat, P. et S. Schorlemmer. 2006. « The role of cortical bone and its microstructure in bone strength ». *Age Ageing*, vol. 35 Suppl 2, p. ii27-ii31.
- Auld, B. 1990. « Acoustic fields and waves in solids ». *Krieger Publishing Company*.
- Avidan, S. 2007. « Ensemble Tracking ». *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 29, n° 2, p. 261–271.
- Bala, Y., R. Zebaze, et E. Seeman. 2015. « Role of cortical bone in bone fragility ». *Curr Opin Rheumatol*, vol. 27, n° 4, p. 406-13.
- Baldi, P. et Y. Chauvin. 1994. « Smooth On-line Learning Algorithms for Hidden Markov Models ». *Neural Computation*, vol. 6, n° 2, p. 179-190.
- Ballard, D. H. 1981. « Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes ». *Pattern Recognition*, vol. 13, n° 2, p. 111-122.
- Bhatia, P. 2010. « Strategy for detection and localization of evil-twin transmitters in wireless networks ». Master of computer science, Ottawa, Carleton University, 43 p.
- Binsztok, H. et T. Artières. 2005. « Learning Model Structure from Data : An Application to On-Line Handwriting ». *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, vol. 5, n° 2, p. 30-46.
- Board of Trustees of the University of Illinois. 2009. « GridShib ». In *GridShib*. En ligne. <<http://gridshib.globus.org/test/test/test/test/test/test/test/test/test/test/test/test/test/test/>>. Consulté le 11 novembre 2011.
- Bojovic, M. et M. D. Savic. 2000. « Training of Hidden Markov Models for Cursive Handwritten Word Recognition ». In *Proceedings of 15th International Conference on Pattern Recognition*.

- Bossy, E., M. Talmant, et P. Laugier. 2002a. « Effect of bone cortical thickness on velocity measurements using ultrasonic axial transmission : a 2D simulation study ». *J Acoust Soc Am*, vol. 112, n° 1, p. 297-307.
- Bossy, E., M. Talmant, et P. Laugier. 2002b. « Effect of bone cortical thickness on velocity measurements using ultrasonic axial transmission : a 2D simulation study ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 112, p. 297-307.
- Bossy, E., M. Talmant, et P. Laugier. 2004a. « Three-dimensional simulations of ultrasonic axial transmission velocity measurement on cortical bone models ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 115, p. 2314-2324.
- Bossy, E., M. Talmant, F. Peyrin, L. Akrou, P. Cloetens, et P. Laugier. 2004b. « An in vitro study of the ultrasonic axial transmission technique at the radius : 1-MHz velocity measurements are sensitive to both mineralization and intracortical porosity ». *J Bone Miner Res*, vol. 19, n° 9, p. 1548-56.
- Brands, S. et D. Chaum. 15-19 Mai 1993 1994. « Distance-bounding protocols ». In *Advances in Cryptology - EUROCRYPT '93, Workshop on the Theory and Application of Cryptographic Techniques*. (Lofthus, Norway 1994), p. 344-359. Secaucus, NJ, USA : Springer-Verlag.
- Brekhovskikh, L. M., 1980. *Waves in layered media*. Academic Press.
- Britto, A. S., R. Sabourin, E. Lethelier, F. Bortolozzi, et C. Y. Suen. 2000. « Improvement in Handwritten Numeral String Recognition by Slant Normalization and Contextual Information ». In *Proceedings of Seventh International Workshop on Frontiers in Handwriting Recognition, (IWFHR-7)*. p. 601-606.
- Britto, A. S., R. Sabourin, F. Bortolozzi, et C. Y. Suen. 2003. « Recognition of Numeral Strings Using a Two-Stage HMM-Based Method ». *Internation Journal on Document Analysis and Recognition*, vol. 5, n° 2, p. 102-117.
- Britto, A. S. 2001. « A Two-Stage HMM-Based Method For Recognizing Handwritten Numeral Strings ». PhD thesis, Pontificia Universidade Católica do Paraná.
- Britto, A. S., R. Sabourin, F. Bortolozzi, et C. Y. Suen. 2004. « Foreground And Background Information in an HMM-Based Method for Recognition of Isolated Characters and Numeral Strings ». In *9th International Workshop on Frontiers in Handwriting Recognition (IWFHR-9)*. (Tokyo, Japan 2004), p. 371-376.
- Burr, D. B., M. R. Forwood, D. P. Fyhrie, R. B. Martin, M. B. Schaffler, et C. H. Turner. 1997. « Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures ». *J Bone Miner Res*, vol. 12, n° 1, p. 6-15.
- Clarys, J. P., A. Scafoglieri, S. Provyn, O. Louis, J. A. Wallace, et J. De Mey. 2010a. « A macro-quality evaluation of DXA variables using whole dissection, ashing, and computer tomography in pigs ». *Obesity (Silver Spring)*, vol. 18, n° 8, p. 1477-85.

- Clarys, J. P., A. Scafoglieri, S. Provyn, O. Louis, J. A. Wallace, et J. De Mey. 2010b. « A macro-quality evaluation of DXA variables using whole dissection, ashing, and computer tomography in pigs ». *Obesity (Silver Spring)*, vol. 18, n° 8, p. 1477-85.
- Clasey, J. L., J. A. Kanaley, L. Wideman, S. B. Heymsfield, C. D. Teates, M. E. Gutgesell, M. O. Thorner, M. L. Hartman, et A. Weltman. 1999a. « Validity of methods of body composition assessment in young and older men and women ». *J Appl Physiol (1985)*, vol. 86, n° 5, p. 1728-38.
- Clasey, J. L., J. A. Kanaley, L. Wideman, S. B. Heymsfield, C. D. Teates, M. E. Gutgesell, M. O. Thorner, M. L. Hartman, et A. Weltman. 1999b. « Validity of methods of body composition assessment in young and older men and women ». *J Appl Physiol (1985)*, vol. 86, n° 5, p. 1728-38.
- Eaton, J. W. 2004. *Matlab*, version 7.0.1. Logiciel. Lieu de publication : Nom de l'éditeur.
- Evans, F. G. 1976. « Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older men ». *Anat Rec*, vol. 185, n° 1, p. 1-11.
- Frost, M. L., G. M. Blake, et I. Fogelman. 2002. « A comparison of fracture discrimination using calcaneal quantitative ultrasound and dual X-ray absorptiometry in women with a history of fracture at sites other than the spine and hip ». *Calcified Tissue International*, vol. 71, p. 207-211.
- Graff, K., 1991. *Wave Motion in Elastic Solids*. Dover Publications inc.
- Grimal, Q., J. Grondin, S. Guerard, R. Barkmann, K. Engelke, C. C. Gluer, et P. Laugier. 2013. « Quantitative ultrasound of cortical bone in the femoral neck predicts femur strength : results of a pilot study ». *J Bone Miner Res*, vol. 28, n° 2, p. 302-12.
- Guo, X., D. Yang, D. Zhang, W. Li, Y. Qiu, et J. Wu. 2009. « Quantitative evaluation of fracture healing process of long bones using guided ultrasound waves : a computational feasibility study ». *J Acoust Soc Am*, vol. 125, n° 5, p. 2834-7.
- Haïat, G., S. Naili, Q. Grimal, M. Talmant, C. Desceliers, et C. Soize. 2009. « Influence of a gradient of material properties on ultrasonic wave propagation in cortical bone : Application to axial transmission ». *J Acoust Soc Am*, vol. 125.
- Hans, D., L. Genton, S. Allaoua, C. Pichard, et D. O. Slosman. 2003. « Hip fracture discrimination study : QUS of the radius and the calcaneum ». *Journal of Clinical Densitometry*, vol. 6, p. 163-172.
- Harris, T. 2002. « How Circuit Breakers Work ». En Ligne. <<http://electronics.howstuffworks.com/circuit-breaker2.htm>>. Consulté le 12 février 2013.
- Jiangang Chen, Zhongqinq Su, L. C. 2010. « Identification of corrosion damage in submerged structures using fundamental anti-symmetric Lamb waves ». *Smart Materials and Structures*, vol. 19.

- Kanis, J. A. 1994a. « Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis : synopsis of a WHO report. WHO Study Group ». *Osteoporos Int*, vol. 4, n° 6, p. 368-81.
- Kanis, J. A. 1994b. « Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis : synopsis of a WHO report. WHO Study Group ». *Osteoporos Int*, vol. 4, n° 6, p. 368-81.
- Kilappa, V., P. Moilanen, L. Xu, P. H. Nicholson, J. Timonen, et S. Cheng. 2011. « Low-frequency axial ultrasound velocity correlates with bone mineral density and cortical thickness in the radius and tibia in pre- and postmenopausal women ». *Osteoporos Int*, vol. 22, n° 4, p. 1103-13.
- Knets, I. 1987. « Variation of the properties of bone with anatomical site ». *Lecture at the CISM Course on bone mechanics, Udine*.
- Kristen, W. 2012. « Overview of Three Common Bone Disorders — Osteoarthritis, Rheumatoid Arthritis and Osteoporosis ». En Ligne. <<http://www.interactive-biology.com/3869/overview-of-three-common-bone-disorders-osteoarthritis-rheumatoid-arthritis-and-osteoporosis/>>. Consulté le 22 décembre 2015.
- Lamb, H. 1917. « On waves in an elastic plate ». *Proceedings of the Royal Society of London*, vol. 93, n° 648, p. 114-128.
- Le, L. H., Y. J. Gu, Y. Li, et C. Zhang. 2010. « Probing long bones with ultrasonic body waves ». *Applied Physics Letters*, vol. 96, p. 2913-2919.
- Lee, K. et S. Yoon. 2012a. « Correlations between ultrasonic guided wave velocities and bone properties in bovine tibia in vitro ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 131, p. 375-381.
- Lee, K. et S. Yoon. 2012b. « Correlations between ultrasonic guided wave velocities and bone properties in bovine tibia in vitro ». *J Acoust Soc Am*, vol. 131, n° 5, p. 375-381.
- Lefebvre, F., Y. Deblock, P. Campistron, D. Ahite, et J. J. Fabre. 2002. « Development of a new ultrasonic technique for bone and biomaterials in vitro characterization ». *Journal of Biomed Materials Research*, vol. 63, p. 441-446.
- Li, B. et R. Aspden. 2004. « Mechanical and material properties of the subchondral bone plate from the femoral head of patients with osteoarthritis or osteoporosis ». *Ann Rheum Dis*, vol. 56, n° 5, p. 247-254.
- Lim, L. S., L. J. Hoeksema, et K. Sherin. 2009. « Screening for Osteoporosis in the Adult U.S. Population : ACPM Position Statement on Preventive Practice ». *American Journal of Preventive Medicine*, vol. 36, n° 4, p. 366-375.
- Link, T. M. et T. F. Lang. 2014. « Axial QCT : clinical applications and new developments ». *J Clin Densitom*, vol. 17, n° 4, p. 438-48.

- Liu, G. et J. Qu. 1998. « Guided circumferential waves in a circular annulus ». *Journal of Applied Mechanics*, vol. 65, p. 4324/430.
- Maze, G., J. Izbicki, et J. Ripoche. 1985. « Resonances of plates and cylinders : Guided waves ». *J.Acoust. Soc. Am*, vol. 77, n° 4, p. 1352-1357.
- Moilanen, P. 2008. « Ultrasonic guided waves in bone ». *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 55, n° 6, p. 1277-86.
- Moilanen, P., P. H. F. Nicholson, T. Karkkainen, Q. Wang, J. Timonen, , et S. Cheng. 2003. « Assessment of the tibia using ultrasonic guided waves in pubertal girls ». *Osteoporosis International*, vol. 14, p. 1020-1027.
- Moilanen, P., Z. Zhao, P. Karppinen, T. Karppinen, V. Kilappa, J. Pirhonen, R. Myllyla, E. Haeggstrom, et J. Timonen. 2014. « Photo-acoustic excitation and optical detection of fundamental flexural guided wave in coated bone phantoms ». *Ultrasound Med Biol*, vol. 40, n° 3, p. 521-31.
- Muller, M., D. Mitton, P. Moilanen, V. Bousson, M. Talmant, et P. Laugier. 2008. « Prediction of bone mechanical properties using QUS and pQCT : study of the human distal radius ». *Med Eng Phys*, vol. 30, n° 6, p. 761-7.
- Natali, A. N. et E. A. Meroi. 1989. « A review of the biomechanical properties of bone as a material ». *J Biomed Eng*, vol. 11, n° 4, p. 266-76.
- Nauleau, P., Q. Grimal, J. G. Minonzio, P. Laugier, et C. Prada. 2014. « Circumferential guided wave measurements of a cylindrical fluid-filled bone-mimicking phantom ». *J Acoust Soc Am*, vol. 135, n° 2, p. 994-1001.
- Nicholson, P. H., P. Moilanen, T. Karkkainen, J. Timonen, et S. Cheng. 2002a. « Guided ultrasonic waves in long bones : modelling, experiment and in vivo application ». *Physiol Meas*, vol. 23, n° 4, p. 755-68.
- Nicholson, P. H. F., P. Moilanen, T. Kärkkäinen, J. Timonen, et S. Cheng. 2002b. « Guided ultrasonic waves in long bones : modeling, experiment and in vivo application ». *Physiological Measurement*, vol. 23, p. 755-768.
- Njeh, C., M. Boivin, et C. M. Langton. 1997a. « The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis : a review ». *Osteoporosis International*, vol. 7, p. 7-22.
- Njeh, C. F., C. M. Boivin, et C. M. Langton. 1997b. « The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis : a review ». *Osteoporos Int*, vol. 7, n° 1, p. 7-22.
- Pavlakovic, B., M. Lowe, D. Alleyne, et P. Cawley. 1997. « Disperse : A general purpose program for creating dispersion curves ». *Review of Progress in Quantitative NDE*, vol. 16, p. 185-192.

- Pavlakovic, B. et M. Lowe, 1999. *A General Purpose Approach to Calculating the Longitudinal and Flexural Modes of Multi-Layered, Embedded, Transversely Isotropic Cylinders*, volume 18 A of *Review of Progress in Quantitative Nondestructive Evaluation*, book section 29, p. 239-246. Springer US. ISBN 978-1-4613-7170-0. doi : 10.1007/978-1-4615-4791-4_29. <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4615-4791-4_29>.
- Predoi, M. V., M. Castaings, B. Hosten, et C. Bacon. 2007. « Wave propagation along transversely periodic structures ». *J Acoust Soc Am*, vol. 121, n° 4, p. 1935-44.
- Protopappas, V., D. Fotiadis, et K. Malizos. 2006. « Guided ultrasound wave propagation in intact and healing long bones ». *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 32, p. 693-708.
- Rose, J. L., 1999. *Waves in viscoelastic media*. Cambridge University Press.
- Rose, J. 2002. « A Baseline and Vision of Ultrasonic Guided Wave Inspection Potential ». *Journal of Pressure Vessel Technology*, vol. 124.
- Sandou, G. et S. Olaru, 2009. *Particle swarm optimization based NMPC : an application to district heating networks*, p. 551 - 9. Berlin, Germany, éd. Test.
- Ta, D., W. Wang, Y. Wang, L. H. Le, et Y. Zhou. 2009. « Measurement of the dispersion and attenuation of cylindrical ultrasonic guided waves in long bone ». *Ultrasound Med Biol*, vol. 35, n° 4, p. 641-52.
- Tatarinov, A., N. Sarvazyan, , et A. Sarvazya. 2005a. « Use of multiple acoustic wave modes for assessment of long bones : Model study ». *Ultrasonics*, vol. 43, p. 672-680.
- Tatarinov, A., N. Sarvazyan, et A. Sarvazyan. 2005b. « Use of multiple acoustic wave modes for assessment of long bones : model study ». *Ultrasonics*, vol. 43, n° 8, p. 672-80.
- Tran, T. N., L. Stieglitz, Y. J. Gu, et L. H. Le. 2013. « Analysis of ultrasonic waves propagating in a bone plate over a water half-space with and without overlying soft tissue ». *Ultrasound Med Biol*, vol. 39, n° 12, p. 2422-30.
- ÉTS. 2010. « Site web de l'ÉTS ». <<http://www.etsmtl.ca>>.
- Turner, C. H. 2002. « Biomechanics of bone : determinants of skeletal fragility and bone quality ». *Osteoporos Int*, vol. 13, n° 2, p. 97-104.
- Viola, P. et M. Jones. 2001. « Robust real-time face detection ». In *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision*. (Vancouver, BC, United states 2001), p. 747-. Test : Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.
- Wilcox, P. D. 2001. « Mode and transducer selection for long range Lamb wave inspection ». *Journal of intelligent material systems and structures*, vol. 12, n° 8, p. 553-565.

- Wydra, A. et R. G. Maev. 2013. « A novel composite material specifically developed for ultrasound bone phantoms : cortical, trabecular and skull ». *Phys Med Biol*, vol. 58, n° 22, p. N303-19.
- Zhao, X. et L. Rose. 2004. « Guided circumferential shear horizontal waves in an isotropic hollow cylinder ». *Acoustical Society of America*, vol. 115, n° 5, p. 1912-1916.